

JP11151246

Publication Title:

IMPROVED INTRAVASCULAR ULTRASONIC IMAGE AND SIGNAL
PROCESSING

Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To perform more accurate diagnosis and evaluation by providing a doctor with the intravascular ultrasound image of an accurate form and an image sequence. SOLUTION: A catheter provided with an ultrasonic equipment is introduced into the lumen of a body and the ultrasonic equipment transmits ultrasonic wave signals and detects reflected ultrasonic waves. A processor connected to the catheter is programmed so as to lead out first one image or the first series of the images and second one image or the second series of the images from the detected ultrasonic wave signals. Also, the processor is programmed so as to compare the second series of the images with the first series of the images as well. The processor programmed so as to stabilize the second image relating to the first image and limit drift as well.

Courtesy of <http://worldwide.espacenet.com>

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-151246

(43)公開日 平成11年(1999) 6月8日

(51)Int.Cl. ⁶	識別記号	F I
A 6 1 B 8/12		A 6 1 B 8/12
1/00	3 0 0	1/00 3 0 0 F
G 0 6 T 1/00		H 0 4 N 5/31
H 0 4 N 5/31		G 0 6 F 15/62 3 9 0 D
審査請求 未請求 請求項の数144 O L (全 31 頁)		

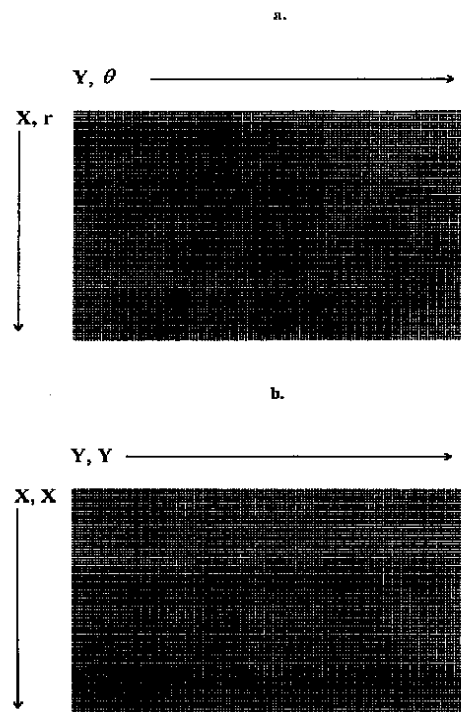
(21)出願番号	特願平10-173569	(71)出願人	598081805 メディノール リミテッド イスラエル国 テルーアビブ 61581 キ リアト アティディム ビルディング 3 ピー. オー. ボックス 58165
(22)出願日	平成10年(1998) 6月19日	(72)発明者	エーウド ナッハトミー イスラエル国 ギバタイム ナルキス ス トリート 5
(31)優先権主張番号	0 8 / 8 7 9 , 1 2 5	(72)発明者	ジャコブ リヒター イスラエル国 ラマト ハシャロン 47226 アナファ ストリート 8
(32)優先日	1997年 6月19日	(74)代理人	弁理士 松原 伸之 (外1名)
(33)優先権主張国	米国 (U S)		

(54)【発明の名称】 血管内の改善された超音波画像および信号処理

(57)【要約】 (修正有)

【課題】 形態の正確な I V U S 画像および画像シーケンスを医師に提供し、それによってより正確な診断および評価を可能にする。

【解決手段】 超音波器械を含んでいるカテーテルが身体の管腔の中に導入され、超音波器械は超音波信号を送信し、反射された超音波を検出する。カテーテルに結合されたプロセッサが、検出された超音波信号から第1の1つの画像または第1の一連の画像および第2の1つの画像または第2の一連の画像を導き出すようにプログラムされている。また、プロセッサは第2の一連の画像を第1の一連の画像に対して比較するようにもプログラムされている。プロセッサは第2の画像を第1の画像に関して安定化し、ドリフトを制限するようにもプログラムすることができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 血管内の超音波画像処理装置であって、身体の管腔の内部に置かれた、超音波信号の送信機および検出器と前記超音波信号送信器および検出器に結合されているプロセッサとを含み、該プロセッサは、

- a. 検出された超音波信号から第1の画像を導き、
- b. 前記検出された超音波信号から第2の画像を導き、
- c. 前記第2の画像を前記第1の画像に対して比較し、
- d. 前記第1および第2の画像を処理するようにプログラムされている装置。

【請求項2】 請求項1に記載の装置において、前記第2の画像を前記第1の画像に対して比較するステップが、前記第1の画像に関して前記第2の画像を評価するステップを含む装置。

【請求項3】 請求項1に記載の装置において、画像を導くようにプログラムされている前記プロセッサは、処理およびデジタル化のうちの少なくとも1つを含む装置。

【請求項4】 請求項1に記載の装置において、前記プロセッサに結合されているディスプレイをさらに含む装置。

【請求項5】 請求項1に記載の装置において、前記画像を導くステップが二次元の配列を構成するステップを含む装置。

【請求項6】 請求項5に記載の装置において、前記二次元の配列は極座標およびデカルト座標のうちの少なくとも1つで構成されている装置。

【請求項7】 請求項5に記載の装置において、前記二次元の配列は極座標およびデカルト座標で構成されている装置。

【請求項8】 請求項5に記載の装置において、前記二次元の配列は複数の要素を含み、前記複数の要素の各々が所定の空間的な場所からの検出された超音波信号を表している装置。

【請求項9】 請求項2に記載の装置において、第2の画像を第1の画像に関して評価するステップが、シフトの評価を含む装置。

【請求項10】 請求項2に記載の装置において、第2の画像を第1の画像に関して評価するステップが、少なくとも1つの近似性演算を含む装置。

【請求項11】 請求項10に記載の装置において、前記少なくとも1つの近似性演算が、相互相関、正規化された相互相関およびSADのうちの少なくとも1つを含む装置。

【請求項12】 請求項11に記載の装置において、前記相互相関は、直接相互相関およびフーリエ変換のうちの少なくとも1つを含む装置。

【請求項13】 請求項2に記載の装置において、第2の画像を第1の画像に関して評価するステップが、デカルト座標および極座標のうちの少なくとも1つを使って

行われる装置。

【請求項14】 請求項2に記載の装置において、第2の画像を第1の画像に関して評価するステップが、少なくとも1つのディメンジョンにおいて行われる装置。

【請求項15】 請求項1に記載の装置において、前記プロセッサはデカルト座標での変位、回転運動および血管運動のうちの少なくとも1つを検出するようにさらにプログラムされている装置。

【請求項16】 請求項15に記載の装置において、前記デカルト座標での変位および前記回転運動のうちの少なくとも1つが剛体運動である装置。

【請求項17】 請求項15に記載の装置において、前記デカルト座標での変位および前記回転運動が局所的である装置。

【請求項18】 請求項15に記載の装置において、前記血管運動がグローバルである装置。

【請求項19】 請求項15に記載の装置において、前記血管運動が局所的である装置。

【請求項20】 請求項1に記載の装置において、前記プロセッサは画像の改善および管腔の識別のうちの少なくとも1つのために、検出された超音波信号における変化を自動的に監視するようにさらにプログラムされている装置。

【請求項21】 請求項20の記載の装置において、前記プロセッサはテクスチャーにおける時間的な変化の分類および時間的なフィルタリングのうちの少なくとも1つを含む装置。

【請求項22】 請求項1に記載の装置において、前記プロセッサは心臓血管の周期性を自動的に監視するようにさらにプログラムされている装置。

【請求項23】 請求項1に記載の装置において、前記プロセッサは画像の品質を自動的に監視するようにさらにプログラムされている装置。

【請求項24】 血管内の超音波画像処理装置であって、身体の管腔の内部に置かれている、超音波信号の送信機および検出器と、

前記超音波信号の送信機および検出器に結合されているプロセッサとを含み、該プロセッサは、

- a. 検出された第1の組の超音波信号から第1の画像を導き、
- b. 検出された第2の組の超音波信号から第2の画像を導き、
- c. 前記第2の画像を前記第1の画像に対して比較し、
- d. 検出された超音波信号における変化を自動的に監視し、
- e. 心臓血管の周期性を自動的に監視し、
- f. 第2の画像を第1の画像に関して安定化するようにプログラムされている装置。

【請求項25】 血管内の超音波画像処理装置であつ

て、
 身体の管腔の内部に置かれていて、前記身体の管腔の1つのセクションを通して動かされる超音波信号の送信機および検出器と、
 前記超音波信号の送信機および検出器に結合されているプロセッサとを含み、該プロセッサは、
 a. 前記セクションを通る前記超音波信号の送信機および検出器の第1の運動の間に検出された超音波信号から第1の画像を導き、
 b. 前記セクションを通る前記超音波信号の送信機および検出器の第2の運動の間に検出された超音波信号から第2の画像を導き、
 c. 前記第2の画像を前記第1の画像に対して比較し、
 d. 前記第1および第2の画像を処理するようにプログラムされていて、
 前記装置はさらに、前記プロセッサに結合されているディスプレイを含み、前記プロセッサは前記比較に基づいて前記第2の画像の表示を調整するようになっている装置。

【請求項26】 血管内の超音波画像処理装置であって、
 身体の管腔の内部に置かれていて、前記身体の管腔の1つのセクションを通して動かされる超音波信号の送信機および検出器と、
 前記超音波信号の送信機および検出器に結合されているプロセッサとを含み、該プロセッサは、
 a. 前記セクションの第1の部分から検出された超音波信号から第1の画像を導き、
 b. 前記セクションの第2の部分から検出された超音波信号から第2の画像を導き、
 c. 前記第2の画像を前記第1の画像に対して比較し、
 d. 前記第1および第2の画像を処理するようにプログラムされていて、
 前記装置はさらに、前記プロセッサに対して結合されているディスプレイを含み、前記プロセッサは前記比較に基づいて前記第2の画像の表示を調整するようになっている装置。

【請求項27】 血管内の超音波画像処理装置であって、
 身体の管腔の内部に置かれていて、前記身体の管腔の1つのセクションを通して動かされる超音波信号の送信機および検出器と、
 前記超音波信号の送信機および検出器に結合されているプロセッサとを含み、該プロセッサは、
 a. 検出された第1の組の超音波信号から第1の画像を導き、
 b. 検出された第2の組の超音波信号から第2の画像を導き、
 c. 自動監視を実行し、
 d. 第2の画像を第1の画像に関して評価するようにプ

ログラムされている装置。

【請求項28】 請求項27に記載の装置において、前記プロセッサは血管運動のために前記第1の画像および前記第2の画像を自動的に監視するようになっている装置。

【請求項29】 請求項28に記載の装置において、前記血管運動は局所的血管運動およびグローバルな血管運動のうちの少なくとも1つである装置。

【請求項30】 請求項27に記載の装置において、前記プロセッサは近似性の関数を形成するようにさらにプログラムされている装置。

【請求項31】 請求項30に記載の装置において、前記近似性の関数は相互相関、正規化された相互相関およびSADのうちの少なくとも1つを使って形成されるようになっている装置。

【請求項32】 請求項30に記載の装置において、前記プロセッサは心臓血管の周期性を求めて前記近似性関数を自動的に監視するようになっている装置。

【請求項33】 請求項32に記載の装置において、前記プロセッサはしきい値交差、内部近似性、フーリエ変換およびスペクトル解析のうちの少なくとも1つを使って、心臓血管の周期性を求めて近似性関数を自動的に監視するようになっている装置。

【請求項34】 請求項30に記載の装置において、前記近似性関数は画像の品質のために解析されるようになっている装置。

【請求項35】 請求項30に記載の装置において、前記評価のステップはシフト評価を含む装置。

【請求項36】 血管内の超音波画像処理装置であって、
 身体の管腔の内部に置かれていて、前記身体の管腔の1つのセクションを通して動かされる超音波信号の送信機および検出器と、
 前記超音波信号の送信機および検出器に結合されているプロセッサとを含み、該プロセッサは、
 a. 検出された第1の組の超音波信号から第1の画像を導き、
 b. 検出された第2の組の超音波信号から第2の画像を導き、
 c. 前記第2の画像を前記第1の画像に関して評価し、
 d. 前記第2の画像を前記第1の画像に関して安定化するようにプログラムされている装置。

【請求項37】 請求項36に記載の装置において、前記第1の画像および前記安定化された第2の画像を表示するためにプロセッサに結合されているディスプレイをさらに含む装置。

【請求項38】 請求項36に記載の装置において、前記第2の画像を前記第1の画像に関して安定化するステップが、デカルト座標および極座標のうちの少なくとも1つを使って行われる装置。

【請求項39】 請求項36に記載の装置において、前記第2の画像を前記第1の画像に関して安定化するステップが、少なくとも1つのディメンジョンにおいて行われる装置。

【請求項40】 請求項36に記載の装置において、安定化はデカルト座標での変位、回転運動および血管運動のうちの少なくとも1つに対して安定化するステップを含む装置。

【請求項41】 請求項40に記載の装置において、安定化はグローバル、局所的および剛体の運動のうちの少なくとも1つに対して安定化するステップを含む装置。

【請求項42】 請求項36に記載の装置において、安定化は前記第2の画像の中の複数の各場所を安定化するステップを含む装置。

【請求項43】 請求項36に記載の装置において、安定化は前記第2の画像をシフトするステップを含む装置。

【請求項44】 請求項36に記載の装置において、安定化は前記評価に基づいて前記第2の画像を調整するステップを含む装置。

【請求項45】 請求項36に記載の装置において、前記プロセッサはドリフトを制限するようにさらにプログラムされている装置。

【請求項46】 請求項43に記載の装置において、前記プロセッサは心臓血管の周期性の監視から導かれる情報を使って前記第2の画像のシフトを調整することによって、ドリフトを制限するようにさらにプログラムされている装置。

【請求項47】 血管内の超音波画像処理のための方法であって、
超音波信号の送信機および検出器を身体の管腔の内部に置くステップと、
超音波信号を検出するステップと、
検出された超音波信号から第1の画像を導くステップと、
前記検出された超音波信号から第2の画像を導くステップと、
前記第2の画像を前記第1の画像に対して比較するステップと、
前記第1の画像および前記第2の画像を処理するステップとを含む方法。

【請求項48】 請求項47に記載の方法において、前記第1の画像および前記第2の画像を表示するステップをさらに含む方法。

【請求項49】 請求項47に記載の方法において、前記比較のステップが、前記第2の画像を前記第1の画像に関して評価するステップを含む方法。

【請求項50】 請求項47に記載の方法において、前記画像を導くステップが、処理およびデジタル化のうちの少なくとも1つを含む方法。

【請求項51】 請求項47に記載の方法において、前記画像を導くステップが、二次元の配列を構成するステップを含む方法。

【請求項52】 請求項51に記載の方法において、前記二次元配列は極座標およびデカルト座標のうちの少なくとも1つで構成されている方法。

【請求項53】 請求項51に記載の方法において、前記二次元配列は複数の要素を有しており、前記複数の要素の各々が所定の空間的場所から検出された超音波を表している方法。

【請求項54】 請求項49に記載の方法において、前記評価のステップがシフト評価を含む方法。

【請求項55】 請求項49に記載の方法において、前記評価のステップが少なくとも1つの近似性演算を含む方法。

【請求項56】 請求項55に記載の方法において、前記少なくとも1つの近似性の演算が相互相関、正規化された相互相関、およびSDAの少なくとも1つを含む方法。

【請求項57】 請求項56に記載の方法において、前記相互相関が直接相互相関およびフーリエ変換のうちの少なくとも1つを含む方法。

【請求項58】 請求項49に記載の方法において、前記評価のステップが、デカルト座標および極座標のうちの少なくとも1つを使って行われる方法。

【請求項59】 請求項49に記載の方法において、前記評価のステップが、少なくとも1つのディメンジョンにおいて行われる方法。

【請求項60】 請求項47に記載の方法において、デカルト座標での変位、回転運動および血管運動のうちの少なくとも1つを検出するステップをさらに含む方法。

【請求項61】 請求項60に記載の方法において、デカルト座標での変位および回転運動のうちの少なくとも1つが剛体運動である方法。

【請求項62】 請求項60に記載の方法において、前記デカルト座標での変位および前記回転運動のうちの少なくとも1つが局所的である方法。

【請求項63】 請求項60に記載の方法において、前記血管運動がグローバルである方法。

【請求項64】 請求項60に記載の方法において、前記血管運動が局所的である方法。

【請求項65】 請求項47に記載の方法において、検出された超音波信号における変化を自動的に監視するステップをさらに含む方法。

【請求項66】 請求項65に記載の方法において、画像の改善のステップをさらに含む方法。

【請求項67】 請求項65に記載の方法において、管腔の識別のステップをさらに含む方法。

【請求項68】 請求項47に記載の方法において、心臓血管の周期性を自動的に監視するステップをさらに含む方法。

む方法。

【請求項69】 請求項47に記載の方法において、画像の品質を自動的に監視するステップをさらに含む方法。

【請求項70】 血管内の超音波画像処理のための方法であって、
超音波信号の送信機および検出器を身体の管腔の内部に置くステップと、
超音波信号を検出するステップと、
検出された第1の組の超音波信号から第1の画像を導くステップと、
検出された第2の組の超音波信号から第2の画像を導くステップと、
自動監視を行うステップと、
前記第2の画像を前記第1の画像に関して評価するステップと、
前記第1の画像および前記第2の画像を処理するステップとを含む方法。

【請求項71】 請求項70に記載の方法において、近似性関数を形成するステップをさらに含む方法。

【請求項72】 請求項71に記載の方法において、前記近似性関数は相互相関、正規化された相互相関およびSADのうちの少なくとも1つを使って形成される方法。

【請求項73】 請求項70に記載の方法において、前記自動監視は血管運動のために前記第1の画像および前記第2の画像を監視する方法。

【請求項74】 請求項73に記載の方法において、前記血管運動は局所的な血管運動およびグローバルな血管運動のうちの少なくとも1つである方法。

【請求項75】 請求項71に記載の方法において、前記自動監視のステップは心臓血管の周期性を求めるために前記近似性関数を監視する方法。

【請求項76】 請求項75に記載の方法において、前記自動監視のステップは、しきい値交差、内部近似性、フーリエ変換およびスペクトル解析のうちの少なくとも1つを含む方法。

【請求項77】 請求項71に記載の方法において、前記近似性関数は画像の品質を求めるために解析される方法。

【請求項78】 請求項70に記載の方法において、前記評価のステップはシフトの評価を含む方法。

【請求項79】 血管内の超音波画像処理のための方法であって、
超音波信号の送信機および検出器を身体の管腔の内部に置くステップと、
超音波信号を検出するステップと、
検出された第1の組の超音波信号から第1の画像を導くステップと、
検出された第2の組の超音波信号から第2の画像を導く

ステップと、

前記第2の画像を前記第1の画像に関して評価するステップと、

前記第2の画像を前記第1の画像に関して安定化するステップとを含む方法。

【請求項80】 請求項79に記載の方法において、前記第1の画像および安定化された第2の画像を表示するステップをさらに含む方法

【請求項81】 請求項79に記載の方法において、前記安定化のステップはデカルト座標および極座標のうちの少なくとも1つを使って行われる方法。

【請求項82】 請求項79に記載の方法において、前記安定化のステップは少なくとも1つのディメンジョンにおいて行われる方法。

【請求項83】 請求項79に記載の方法において、前記安定化のステップはデカルト座標での変位、回転運動および血管運動のうちの少なくとも1つに対する安定化を含む方法。

【請求項84】 請求項83に記載の方法において、前記安定化のステップはグローバル、局所的および剛体運動のうちの少なくとも1つに対する安定化を含む方法。

【請求項85】 請求項79に記載の方法において、前記安定化のステップは前記第2の画像の中の複数の各場所の安定化を含む方法。

【請求項86】 請求項79に記載の方法において、前記安定化のステップは前記第2の画像のシフトを含む方法。

【請求項87】 請求項79に記載の方法において、前記安定化のステップは前記評価に基づいて前記第2の画像を調整するステップを含む方法。

【請求項88】 請求項79に記載の方法において、ドリフトを制限するステップをさらに含む方法。

【請求項89】 請求項86に記載の方法において、ドリフトを制限するステップをさらに含み、前記制限のステップは、心臓血管の周期性の監視から導かれる情報を使って前記第2の画像をシフトを調整するステップを含む方法。

【請求項90】 血管内の超音波画像処理のための方法であって、
超音波信号の送信機および検出器を身体の管腔の内部に置くステップと、
超音波信号を検出するステップと、
検出された第1の組の超音波信号から第1の画像を導くステップと、
検出された第2の組の超音波信号から第2の画像を導くステップと、
前記第2の画像を前記第1の画像に対して比較するステップと、
検出された超音波信号における変化を自動的に監視するステップと、

心臓血管の周期性を自動的に監視するステップと、
前記第2の画像を前記第1の画像に関して安定化するステップとを含む方法。

【請求項91】 血管内の超音波画像処理のための方法であって、
超音波信号の送信機および検出器を身体の管腔の内部に置くステップと、
前記身体の管腔のセクションを通して前記超音波信号の送信機および検出器を動かすステップと、
超音波信号を検出するステップと、
前記セクションを通しての前記超音波信号の送信機および検出器の第1の運動の間に検出された超音波信号から第1の信号を導くステップと、
前記セクションを通しての前記超音波信号の送信機および検出器の第2の運動の間に検出された超音波信号から第2の画像を導くステップと、
前記第2の画像を前記第1の画像に対して比較するステップと、
前記第2の画像を調整するステップと、
調整された第2の画像を表示するステップとを含む方法。

【請求項92】 血管内の超音波画像処理のための方法であって、
超音波信号の送信機および検出器を身体の管腔の内部に置くステップと、
前記身体の管腔のセクションを通して前記超音波信号の送信機および検出器を動かすステップと、
超音波信号を検出するステップと、
前記セクションの第1の部分から検出された超音波信号から第1のステップを導くステップと、
前記セクションの第2の部分から検出された超音波信号から第2の画像を導くステップと、
前記第2の画像を前記第1の画像に対して比較するステップと、
前記第2の画像を調整するステップと、
調整された第2の画像を表示するステップとを含む方法。

【請求項93】 血管内の超音波画像処理のための方法であって、
超音波信号の送信機および検出器を身体の管腔の内部に置くステップと、
超音波信号を検出するステップと、
検出された第1の組の超音波信号から第1の一連の画像を導くステップと、
検出された第2の組の超音波信号から第2の一連の画像を導くステップと、
前記第1の一連の画像を前記第2の一連の画像と比較するステップと、
前記第1の一連の画像と前記第2の一連の画像とのマッチングを自動的に行うステップとを含む方法。

【請求項94】 請求項93に記載の方法において、前記マッチングは対応している画像の識別を含む方法。

【請求項95】 請求項93に記載の方法において、前記第1の一連の画像の少なくとも一部分が基準セグメントであり、そして前記第2の一連の画像の少なくとも一部分が非基準セグメントである方法。

【請求項96】 請求項95に記載の方法において、前記マッチングは、前記非基準セグメントが前記基準セグメントに関して1画像だけシフトされる方法。

【請求項97】 請求項95に記載の方法において、前記マッチングのステップは、前記非基準セグメントが前記基準セグメントに関して安定化されるステップを含む方法。

【請求項98】 請求項97に記載の方法において、前記安定化のステップは、前記基準セグメントおよび非基準セグメントからの対応して各画像について個別に実行される方法。

【請求項99】 請求項97に記載の方法において、前記安定化のステップは、前記第1の一連の画像および前記第2の一連の画像からの対応している各画像について個別に実行される方法。

【請求項100】 請求項93に記載の方法において、前記マッチングのステップは近似性の演算を含む方法。

【請求項101】 請求項100に記載の方法において、前記近似性の演算は、相互相関および正規化された相互相関のうちの1つを含む方法。

【請求項102】 請求項93に記載の方法において、前記第1の一連の画像が前記身体の管腔の最初のセクションに沿っての前記超音波信号の送信機および検出器の第1の運動から導かれ、そして前記第2の一連の画像は前記身体の管腔の第2のセクションに沿っての前記超音波信号の送信機および検出器の第2の運動から導かれる方法。

【請求項103】 請求項103に記載の方法において、前記身体の管腔の前記第1のセクションおよび前記第2のセクションは、広がりほぼ同一である方法。

【請求項104】 請求項93に記載の方法において、前記比較のステップは、前記第2の画像を前記第1の画像に関して評価するステップを含む方法。

【請求項105】 血管内の超音波画像処理装置であって、
身体の管腔の内部に置かれている超音波信号の送信機および検出器と、
前記超音波信号の送信機および検出器に結合されているプロセッサとを含み、前記プロセッサは、
a. 検出された第1の組の超音波信号から第1の一連の画像を導き、
b. 検出された第2の組の超音波信号から第2の一連の画像を導き、
c. 前記第1の一連の画像を前記第2の一連の画像に対

して比較し、

d. 前記第1の一連の画像と前記第2の一連の画像とを自動的にマッチさせるようにプログラムされている装置。

【請求項106】 請求項105に記載の装置において、前記第2の画像を前記第1の画像に対して比較するステップが、前記第2の画像を前記第1の画像に関して評価するステップを含む装置。

【請求項107】 請求項105に記載の装置において、前記マッチングは対応している画像の識別を含む装置。

【請求項108】 請求項105に記載の装置において、前記第1の一連の画像の少なくとも一部分は基準セグメントであり、そして前記第2の一連の画像の少なくとも一部は非基準セグメントである装置。

【請求項109】 請求項108に記載の装置において、前記マッチングは、前記非基準セグメントが前記基準セグメントに関して1画像だけシフトされるステップを含む装置。

【請求項110】 請求項108に記載の装置において、前記マッチングは、前記非基準セグメントが前記基準セグメントに関して安定化されるステップを含む装置。

【請求項111】 請求項110に記載の装置において、前記安定化は、前記規準および非基準セグメントからの対応している各画像について個別に実行される装置。

【請求項112】 請求項110に記載の装置において、前記安定化は、前記第1の一連の画像および前記第2の一連の画像からの対応している各画像について個別に実行される装置。

【請求項113】 請求項105に記載の装置において、前記マッチングのステップは近似性の演算を含む装置。

【請求項114】 請求項113に記載の装置において、前記近似性の演算は相互相関および正規化された相互相関のうちの1つを含む装置。

【請求項115】 請求項105に記載の装置において、前記第1の一連の画像は前記身体の管腔の第1のセクションに沿っての前記超音波信号の送信機および検出器の第1の運動から導かれ、そして前記第2の一連の画像は前記身体の管腔の第2のセクションに沿っての前記超音波信号の送信機および検出器の第2の運動から導かれる装置。

【請求項116】 請求項115に記載の装置において、前記身体の管腔の第1のセクションおよび第2のセクションは広がりほぼ同じである装置。

【請求項117】 請求項1に記載の装置において、前記超音波信号の送信機および検出器に結合されているプローブをさらに含む装置。

【請求項118】 請求項117に記載の装置において、前記プローブはカテーテルおよびガイド・ワイヤーのうちの少なくとも1つである装置。

【請求項119】 請求項1に記載の装置において、前記超音波信号の送信機および検出器は独立の送信機および独立の検出器を含む装置。

【請求項120】 請求項25に記載の装置において、前記超音波信号の送信機および検出器に結合されているプローブをさらに含んでいて、前記セクションを通して前記超音波信号の送信機および検出器を動かすようになっている装置。

【請求項121】 請求項120に記載の装置において、前記プローブはカテーテルおよびガイド・ワイヤーのうちの少なくとも1つである装置。

【請求項122】 請求項25に記載の装置において、前記超音波信号の送信機および検出器は独立の送信機および独立の検出器を含む装置。

【請求項123】 請求項26に記載の装置において、前記超音波信号の送信機および検出器に結合されているプローブをさらに含んでいて、前記セクションを通じて前記超音波信号の送信機および検出器を動かすようになっている装置。

【請求項124】 請求項123に記載の装置において、前記プローブはカテーテルおよびガイド・ワイヤーのうちの少なくとも1つである装置。

【請求項125】 請求項26に記載の装置において、前記超音波信号の送信機および検出器は独立の送信機および独立の検出器を含む装置。

【請求項126】 請求項27に記載の装置において、前記超音波信号の送信機および検出器は独立の送信機および独立の検出器を含む装置。

【請求項127】 請求項36に記載の装置において、前記超音波信号の送信機および検出器は独立の送信機および独立の検出器を含む装置。

【請求項128】 請求項47に記載の方法において、前記超音波信号の送信機および検出器はプローブに結合されている方法。

【請求項129】 請求項128に記載の方法において、前記プローブはカテーテルおよびガイド・ワイヤーのうちの少なくとも1つである方法。

【請求項130】 請求項47に記載の方法において、前記超音波信号の送信機および検出器は独立の送信機および独立の検出器を含む方法。

【請求項131】 請求項70に記載の方法において、前記超音波信号の送信機および検出器は独立の送信機および独立の検出器を含む方法。

【請求項132】 請求項79に記載の方法において、前記超音波信号の送信機および検出器は独立の送信機および独立の検出器を含む方法。

【請求項133】 請求項91に記載の方法において、

前記超音波信号の送信機および検出器はプローブに結合されていて、前記プローブは前記超音波信号の送信機および検出器を動かすようになっている方法。

【請求項134】 請求項133に記載の方法において、前記プローブはカテーテルおよびガイド・ワイヤーのうちの少なくとも1つである方法。

【請求項135】 請求項91に記載の方法において、前記超音波信号の送信機および検出器は独立の送信機および独立の検出器を含む方法。

【請求項136】 請求項92に記載の方法において、前記超音波信号の送信機および検出器はプローブに結合されていて、前記プローブは前記超音波信号の送信機および検出器を動かすようになっている方法。

【請求項137】 請求項136に記載の方法において、前記プローブはカテーテルおよびガイド・ワイヤーのうちの少なくとも1つである方法。

【請求項138】 請求項92に記載の方法において、前記超音波信号の送信機および検出器は独立の送信機および独立の検出器を含む方法。

【請求項139】 請求項102に記載の方法において、前記超音波信号の送信機および検出器はプローブに結合されていて、前記プローブは前記超音波信号の送信機および検出器を動かすようになっている方法。

【請求項140】 請求項139に記載の方法において、前記プローブはカテーテルおよびガイド・ワイヤーのうちの少なくとも1つである方法。

【請求項141】 請求項93に記載の方法において、前記超音波信号の送信機および検出器は独立の送信機および独立の検出器を含む方法。

【請求項142】 請求項115に記載の装置において、前記超音波信号の送信機および検出器に結合されているプローブをさらに含んでいて、前記セクションを通して前記超音波信号の送信機および検出器を動かすようになっている装置。

【請求項143】 請求項142に記載の装置において、前記プローブはカテーテルおよびガイド・ワイヤーのうちの少なくとも1つである装置。

【請求項144】 請求項105に記載の装置において、前記超音波信号の送信機および検出器は独立の送信機および独立の検出器を含む装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、血管内の超音波（IVUS: Intravascular Ultrasound）のための画質が改善された画像および信号の処理に対する装置および方法に関し、特にIVUS画像の品質および有効性を改善する、信号情報およびIVUS画像を処理するための装置および方法に関する。

【0002】

【従来の技術、及び、発明が解決しようとする課題】I

VUS画像は血管の内部に挿入されたカテーテルの周りに、それに沿って、あるいはそのチップに配置されているトランスデューサまたはトランスデューサ・アレイなどの装置によって投射される超音波エネルギーのビームから得られる。その装置からの超音波ビームは血管の内部で連続的に回転され、 360° の内部断面画像を形成し、すなわち、画像が横断面（X-Y）の中に形成される。特定の装置構成によって変わるが、その画像はその装置と同じ横断面から、あるいはその装置の横断面の僅かに前方（すなわち、遠位側）にある横断面からのいずれかから得られる。カテーテルが血管の内部でその血管に沿って（すなわち、Z軸に沿って）動かされた場合、その血管の各種の画像セグメント（次々の一連の断面）を形成し、表示することができる。

【0003】IVUSはすべてのタイプの血管、たとえば、限定はされないが、動脈、静脈および他の周辺血管において使うことができ、そして身体のすべての部分において使うことができる。

【0004】受信される（検出される）超音波信号は元々はアナログ信号である。この信号はアナログおよびデジタルの方法を使って処理され、実質的に一組のデジタル化されたデータを含んでいるベクトルを形成する。各ベクトルはその血管の異なる角度セクタの超音波応答、すなわち、その血管の断面を表す。各ベクトルの中のデータ要素の数（軸方向のサンプリング分解能）および血管の完全な断面を走査するために使われるベクトルの数（横方向のサンプリング分解能）は、使用されるシステムのタイプによって変わる可能性がある。

【0005】デジタル化されたベクトルは最初に極座標、すなわち、 $A(r, \theta)$ の二次元の配列または行列の中に置くことができる。この極座標の行列において、たとえば、X軸はr座標に対応し、Y軸は θ 座標に対応する。この行列の各値はその場所における超音波の応答の強度（そのシステムが8ビットの場合は0～255の範囲の）を表している。

【0006】この極座標行列は普通はディスプレイには転送されない。というのは、その結果の画像は医師によって容易には解釈されないからである。極座標行列 $A(r, \theta)$ の中に格納されている情報は普通はいくつかの処理段階を通り、医師によってより容易に解釈されるデカルト座標、たとえば、XおよびY座標 $A(X, Y)$ に補間される。したがって、行列 $A(X, Y)$ のX軸およびY軸は血管の断面のデカルト座標表示に対応する。デカルト座標のマトリックの中の情報はさらに処理を受ける可能性があり、そして結局は医師によって分析されるために表示される。画像が取得されて表示される速度はシステムによって変わる。いくつかのシステムは約30画像/秒までのビデオ表示レートで画像を取得して表示することができる。

【0007】身体の管腔、すなわち、血管のセグメント

のIVUSによる検査は、一般には表示されるべきセグメントの遠位端、すなわち、下流)にカテーテルを置き、そのカテーテルが身体の管腔(Z軸)に沿ってゆっくりと引き戻され(プルバック)、そのセグメントを形成する次々の画像が連続して表示されるようにすることによって行われる。多くの場合において、カテーテルは一定の速度、すなわち、代表的な速度は約0.5~1mm/秒)でカテーテルを引っ張る機械的な引抜き装置に接続される。

【0008】現在のIVUS画像システムにおいては、身体の管腔、たとえば、血管の断面の画像を表示するために上記の技法が一般的に使われている。しかし、これらのシステムは不完全である。というのは、それらはカテーテルおよび/または身体の管腔、たとえば、血管の動きを補正するための画像の何らかの形式の安定化を含まないからである。身体の管腔のIVUS画像を採取する間に、カテーテルおよび/または身体の内腔によって示される動きが常に存在することはよく知られている。この動きは横方向の(X-Y)平面の中で、血管の軸(Z軸)に沿って、あるいはそれらの動きの組合せが示される可能性がある。また、画像用カテーテルは血管に関して傾きがある可能性があり、したがって、その画像平面がZ軸に対して垂直でない可能性もある(この動きは「アンギュレーション」と呼ばれる)。これらの動きは心臓の鼓動、血管または他の流体の管腔を通じての流れ、血管運動(vasomotion)、医師によって加えられた力、および生理によって生じる他の力などによって発生する。

【0009】現在のIVUSシステムにおいては、画像用カテーテルが静止している時、あるいは手動で、または機械的にゆっくりと引き戻されている時の、次々の、すなわち、ディスプレイ上および/または映画フィルムまたはビデオにおいて見られるような画像の間の外観の変化の主要な原因は、カテーテルと管腔との間の相対的な運動である。この外観の変化は、動きによる画像の変化の速度がプルバックによる実際の形態における変化の速度よりずっと大きいために発生する。

【0010】次々の画像におけるカテーテルと管腔との間の相対的な運動に対する補正が画像に含められる時、安定化される。現在使われているIVUSは安定化を行っていないので、カテーテルと管腔との間の相対的な運動の補正または訂正はない。結果として、形態学的な特徴はたとえば、ディスプレイおよび/または映画フィルムまたはビデオ上での一定の運動または回転である。このために医師はIVUSのダイナミック・ディスプレイにおいて形態を正確に解釈することが困難となる。さらに、安定化されていないIVUS画像が三次元の再構築などの処理アルゴリズム、あるいは一組の逐次画像を処理する各種のフィルタに対する入力として供給される時、性能の劣化および誤診断または不正確な判定につな

がる可能性がある。

【0011】現行のIVUS画像処理装置またはカテーテルは、電子的原点または機械的の原点が時々狂っている可能性がある。これによって、表示される画像が認識されるか、あるいは認識されない人為構造(artifact)を示し、そして実際の形態を不明瞭にしてしまう可能性がある。現在、血管または身体の管腔の画像の分析を妨げるこれらのタイプの人為構造を、画像が有しているかどうかを判定するための自動的な方法はない。

【0012】心臓血管の機能の挙動は一般的に周期的である。この周期性の検出および画像とその画像が属する心臓サイクルにおける時間的位相との間の相関を確立する機能は、カーディアック・ゲーティング(cardiac gating)と呼ばれる。

【0013】現在カーディアック・ゲーティングは外部信号、普通は心電図(ECG: Electro-Cardiogram)を使うことによって行われる。しかし、ECGゲーティングはECG信号の取得およびそのIVUS画像とのインターリーピング(すなわち、同期化)の両方を必要とする。これは追加のハードウェアソフトウェアを必要とする。

【0014】血管のIVUS画像における形態学的な特徴は、3つの一般的なカテゴリーに分けることができる。それらは管腔、すなわち、血液または身体内の他の流体が流れる領域;血管層;および外面、すなわち、血管の外側の組織または形態である。ほとんどのIVUSフィルム(画像)の血管は急速に変化するスペキュラー(specular)パターンによって特徴付けられる。血管の外側も高い時間的周波数で変化する。現在、ピクセルの時間的な挙動およびそれらのテクスチャー的属性は自動的に監視されていない。

【0015】身体の管腔、たとえば、血管のコンテキストにおける血管運動はその管腔、たとえば、血管の内径における変化として定義されている。この変化は自然の状況によって、あるいは誘導された状態の下でもたらされる可能性がある。血管運動は動的成分、すなわち、心臓血管サイクルにおける管腔の寸法、たとえば、血管の内径の動的な変化(収縮および膨張)、およびベースラインの静的成分、すなわち、管腔、たとえば、血管のベースライン内径における変化があり得る。

【0016】血管運動は管腔、たとえば、血管の或る種の状態における内径を変化させる能力を示す定量的な物理パラメータとして表現することができる。これらのタイプのパラメータは現在およびおそらく将来の医学および診断において、管腔、たとえば、血管の状態および実行された治療の効果に関する情報を提供することにおいて重要である。

【0017】IVUSは血管運動を監視するために使うことができる。というのは、それは管腔のベースラインの内径およびその動的な変化の画像を提供するからであ

る。さらに、IVUSはその血管運動がグローバル（一様）であるかどうか、すなわち、その管腔の断面全体が同じ大きさと方向において収縮／膨張するかどうかを監視するために使うことができる。また、IVUSは血管運動が一様でなく、その管腔の内径における局所的な変化につながる、すなわち、その管腔の断面の各場所の挙動が異なっているかどうかを判定するためにも使われる。

【0018】現在、IVUSによるすべてのタイプの血管運動の監視は手動で行われている。これは退屈で時間が掛かり、実行時間での血管運動の監視を妨げる。

【0019】IVUS画像の解釈は静的画像の成分の分析およびそれらの時間的挙動の監視によって実現される。ほとんどのIVUS画像は3つの基本部分に分けることができる。最も内側の部分は管腔の流れの通路、すなわち、物質、たとえば、血液が流れる空洞である。その流れの通路の周りに実際の血管があり、それは血管および任意の他の身体管腔を含むことができ、それは複数の層の組織（疾患のある場合はプラーク）から構成されている。血管の外側には、周囲の形態、たとえば、環状血管画像における心臓に属している可能性のある他の組織がある。

【0020】IVUSのフィルムが動的に見られる時、すなわち、映画フィルムのフォーマットで見られる時、その血管を通して流れる物質に対応しているピクセルおよびその血管の形態の外側に対応しているピクセルは、血管そのものとは異なる時間的挙動を示す。たとえば、ほとんどのIVUSフィルムにおいては、血管を通して流れている血液は頻繁に変化しているスペキュラー・パターンによって特徴付けられる。血管の外側の形態も頻繁な変化を示す。現在、動的なIVUS画像におけるピクセルの時間的挙動は自動的に監視されていない。

【0021】現在のIVUSディスプレイにおいては、そのシステムに設けられている場合は、高周波の時間的変化は複数の画像についての平均化などの手段によって抑制されている。しかし、これは振幅が大きい特徴の外観、すなわち、グレイ値の大きい外観を抑制することができない場合があり、また、それはぼけの効果も有する。

【0022】管腔の流れの通路のサイズは診断の非常に重要なパラメータである。診断のために必要な時、それはたとえば、医師によって手動で判定される。これはたとえば、ビデオ上での凍結された画像またはマシン・ディスプレイ上での凍結された静止画像の上に流れの通路の境界の輪郭を描くことによって行われる。この手動抽出の方法は時間が掛かり、不正確で偏ったものとなる可能性がある。

【0023】現在、流れの通路の自動抽出のための画像処理ソフトウェアが市販されている。しかし、これらは静的な画像のグレイ値の組成に基づいており、その血管

層に対抗して通路を流れる血液などの物質によって示される異なる時間的挙動を考慮していない。

【0024】血管の治療中に、同じ血管セグメントの中でのIVUSのプルバック検査を繰り返すことは普通に行われている。たとえば、代表的な状況は、先ず最初に問題のセグメントを表示し、その疾患（もしあれば）を評価し、IVUSカテーテルを取り除き、治療のオプションを考慮し、治療、たとえば、PTCA - 「バルーン」またはステンティング（stenting）を実行し、そして次にその直後に、その治療を評価するためにIVUSを使って処理されたセグメントを再度調べる。その結果を適切に評価するため、および行われた治療の効果を評価するために、その血管のZ軸に沿っての同じ場所（すなわち、対応しているセグメント）における血管の断面を反映する、治療前および治療後のセグメントの画像が比較されることが望ましい。この比較を行うために、その治療前のIVUS画像および治療後のIVUS画像が互いに対応しているフィルム内の場所を判定しなければならない。マッチング（レジストレーション）と呼ばれるこの手順によって、治療前および治療後のIVUS画像の正確な比較が可能となる。

【0025】現在、マッチングは治療前および治療後のセグメントのIVUSのプルバック・フィルムを1つずつ次々に並べてみることによって行われ、視覚的に互いに対応しているシーケンスが見つけられる。この方法は極端に不正確であり、画像が不安定であって、安定化がなされていないためにディスプレイ上で回転および／または動き回り、血管について行われた治療の結果として治療前セグメントのIVUSプルバック・フィルムの中にある解剖学的標認点（anatomical landmarks）の多くが妨害されているか、あるいは変更されているために実現することが困難である。さらに、治療が完了した後のカテーテルの取り除きおよび再挿入のために、血管に関するIVUSカテーテルの相対的な位置および向きが異なる結果として、血管の向きおよび外観が変化する可能性がある。マッチングは手動で行われ、極端に時間が掛かって不正確となり得る手動での視覚的な識別に主として頼っている。

【0026】本発明は、評価される形態の正確なIVUS画像および画像シーケンスを医師に提供し、それによってより正確な診断および評価を可能にすることにより、市販のIVUS画像処理システムおよび従来の技術に付随している問題点を解決する。

【0027】

【課題を解決するための手段】本発明は、IVUSの画像および信号の情報を処理し、カテーテルおよび身体の管腔の両方における各種のタイプの運動によって発生される歪みおよび不正確性を取り除く。この結果、IVUS画像の品質および有効性が両方とも改善される。本発明によって提供される利点は、個々のIVUS画像が前

の画像（複数の場合もある）に関して安定化され、それによって複数の画像を後で処理することに関するマイナスの効果が取り除かれることである。各画像における運動が横方向のタイプである場合、取得された各画像に対してその運動を完全に補正することが可能である。

【0028】また、本発明により、ボリューム再構築アルゴリズムによって正確に形態を再生することができる。というのは、身体の管腔の動きが安定化されているからである。本発明は管腔の中を移動するプローブ（たとえば、超音波プローブなど）が相対的な運動（すなわち、プローブの、そして／または管腔の）を行うので、画像（IVUSまたはその他の）を安定化する必要がある場合の任意のタイプのシステムにおいて適用可能であり、有用である。

【0029】本発明は、身体の管腔内の超音波装置によって発生される超音波信号の検出、受信されたアナログ信号の極座標値（ $A(r, \theta)$ ）への変換、極座標のフィールドにおける安定化、安定化された極座標のデカルト座標（ $A(X, Y)$ ）への変換、デカルト座標のフィールドにおける安定化、およびデカルト座標として安定化された画像のディスプレイへの送信などの機能を提供する。極座標またはデカルト座標のいずれかを、表示の前にさらに処理することができるか、あるいは表示されない場合もある。デカルト座標への変換および／またはデカルト座標のフィールドにおける安定化は、極座標のフィールドにおける安定化の前または後の任意の点において行うことができる。さらに、極座標系またはデカルト座標系における安定化を省略することができる。それは画像の中での検出されたシフトおよび／または他のファクタによって変わる。さらに、安定化の追加の形式が、検出されたシフトおよび／または他のファクタによって含められるか、あるいは省略される。

【0030】たとえば、剛体運動の安定化を使って極座標のフィールドにおける回転運動（角運動）またはグローバルな血管運動（ r 方向における膨張または収縮）に対して、および／またはデカルト・フィールドにおけるデカルト座標での変位（ X および／または Y の方向の）に対して補正することができる。

【0031】次々の画像の表現の間の横方向の剛体運動は「シフト」（すなわち、その画像の平面内のすべての形態学的特徴の様な運動）と呼ばれる。IVUS画像を安定化するために、最初に行われるステップは「シフトの評価および検出」である。これは次々の画像の各ペアの間のシフト（もしあれば）が評価されて検出されるステップである。システムはプロセッサを利用して次々のIVUS画像のペアについて演算を実行し、そのような画像の間のシフトがあったかどうかを判定する。そのプロセッサはこの判定を行う際に単独のアルゴリズムを利用するか、あるいは使用されるべき複数のアルゴリズムの中から選択することができる。

【0032】システムはそのアルゴリズムを利用して1つの画像の中のシフトをシミュレートし、次にこのシフトされた画像をその前の画像と比較する。画像間のこの比較は従来の技術においてはマッチングとしても知られている「近似性」演算として知られている。システムは各シフトごとに単独の近似性演算を実行する。一連の近似性演算の結果が評価されて前のシフトされていない画像に最もよく似ているシフトされた画像の位置（方向および大きさ）が判定される。もちろん、画像を同じ方法でその次の画像と比較することができる。その実際のシフトが決定された後、現在の画像が前の画像となり、次の画像が現在の画像となり、上記の演算が繰り返される。

【0033】シフトの評価および検出を使って、システムは横方向のシフト、たとえば、回転、膨張、収縮、変位（デカルト的）などをそのシフトの方向および大きさと一緒に決定する。次のステップは「シフトの実施」である。これはシステムが1つの演算または一連の演算を次々のIVUS画像について実行し、各画像をその隣接した前の画像に関して安定化するステップである。この安定化は1つまたは複数の「逆シフト」を利用する。それは検出されたシフトを打ち消すことを狙いとしている。システムは各「逆シフト」を実施するために使われる1つのアルゴリズム、または複数のアルゴリズムからの1つのアルゴリズムの選択を含むことができる。それ以降の処理または表示に対してそれを供給する前に、どの逆シフトが実際に実施されるかについて決定する論理は「シフト論理」と呼ばれている。IVUS画像が所望のタイプの検出された運動に対して安定化されると、次にシステムはそれ以降の処理および最終の表示のためにデカルト座標（または、極座標）の画像情報を転送することができる。そこでその安定化の結果を、たとえば、医師が見ることができる。代わりに、安定化は、安定化をいくつかの他の処理の前に使い、その後、結果の画像が元の安定化されていない姿勢または向きにおいて、結果の画像がディスプレイに対して投影される。

【0034】画像間の横方向の運動が剛体運動ではなく、局所的な性格の運動、すなわち、画像のうちの異なる部分が異なる方向および大きさの運動を示すことが可能である。この場合、そのような運動を補正するために、上記の安定化の方法または他のタイプの方法を局所的なベースで実施することができる。

【0035】本発明はIVUS画像だけから導かれる情報を使うことによって、ECGなどの外部信号を使う必要なしに心臓の周期性の検出を提供する。このプロセスは安定化のプロセスの中でも部分的に使われている近似性の演算を伴う。カテーテルが静止状態にある時、あるいは制御されているIVUSプルバックを実行している時の周期を検出する機能（すなわち、カーディアック・ゲーティング）の1つの重要な機能は、次々の心臓サイ

クルの中での同じ位相に属している画像の選択を可能にすることである。カーディアック・ゲーティングに基づいて画像を選択することにより、すべてのタイプの周期的運動（横方向、Z軸およびアンギュレーションを含む）を、次々の心搏における同じ位相からその画像が選択されるという意味で安定化することができる。たとえば、これらのIVUS画像を表示し、それらの間に生成されたギャップが補間された画像をフィル・インし、表示することによって補正することができる。この演算によって選択されたIVUS画像をそれ以降の処理のために先へ送信することもできる。

【0036】周期性の検出のために使われるこの近似性の演算は、画像の品質を監視するためにも利用することができ、そして画像および処理装置の不具合に関連付けられた人為構造を示す。

【0037】シフトの評価のために使われる演算は自動的に血管運動を示すことができる。これは血管の内径が変化するために血管運動によって次々の画像が異なるものになる時に安定化のプロセスに役立つ。血管運動に対して画像が安定化された場合、次にこの変化に対して補正される。代わりに、内径の変化に関する情報を表示することができる。というのは、それは物理的な意味を持っている可能性があるからである。血管運動の監視は次々の画像に対してそれぞれの極座標表現、すなわち、 $A(r, \theta)$ を使って近似性の演算を適用することによって行われる。これらの演算は必要な情報のタイプによって変わるが、全体画像の間、あるいは対応している個別の極座標ベクトル（次々の画像からの）の間に適用することができる。グローバルな血管運動は管腔の内径における一様な変化として表現されるので、それは全体の極座標画像を考慮に入れる近似性の演算によって評価することができる。一般に、極座標表現においてグローバルな安定化に対して適している演算は、グローバルな血管運動を評価するためにも使うことができる。

【0038】IVUSの画像処理中の或る種の状態において、一様でない血管運動、すなわち、身体の管腔の中の特定の場所に対応しているIVUS画像の或る部分だけの運動があり得る。これはたとえば、人為構造がある場所においてプラークのビルドアップがあり、それによってそのプラークのビルドアップとは無関係な領域においてのみその人為構造の膨張または収縮を可能している場合に発生する可能性がある。そのような運動が検出されると、システムは身体の管腔の断面を表している超音波信号を複数のセグメントに分割することができ、それは次に或る種のアルゴリズムを使用して隣接画像の対応しているセグメントに関してそれぞれ個別に処理される。次に、結果のIVUS画像を表示することができる。この安定化の形式を個別に、あるいは前に説明された安定化の技法と結合して使うことができる。代わりに、血管の内径における局所的な変化に関する情報を表

示することができる。というのは、それは物理的な意味を持つ可能性があるからである。

【0039】ピクセルおよびそれらのテクスチャ的属性の時間的な挙動は、表示の改善、および自動セグメンテーション（管腔の抽出）に役立てることができる。安定化された画像の環境において監視される場合、その表示およびセグメンテーション・プロセスの性能が改善される。

【0040】本発明に従って、IVUS画像の時間的な挙動を自動的に監視することができる。そのような監視によって抽出された情報を使って、IVUS画像の解釈の精度を改善することができる。時間的な挙動の結果としての、物質、たとえば、血液の血管を通じての流れおよび血管の外面の形態などの高速に変化する特徴をフィルタして抑制することによって、静的画像および動的画像、たとえば、映画の中で再生される画像の両方における血管の、人間による認知を改善することができる。

【0041】自動セグメンテーション、すなわち、血管および血管を通して流れる物質、たとえば、血液の識別は、含んでいるピクセルによって形成されるテクスチャ属性の時間的な挙動に基づいて物質、たとえば血液を自動的に識別するアルゴリズムを使うことによって行うことができる。画像から抽出される時間的な挙動をいくつかの目的に対して使うことができる。たとえば、時間的なフィルタリングを画像の改善のために実行することができ、また、ピクセルのテクスチャの中の変化の検出を管腔およびその周辺の自動識別のために使うことができる。

【0042】すべてのIVUS画像において、カテーテルそのもの（および画像処理装置）は安定化を実行する前に、あるいは監視のためにその画像から消去されるのが最善である。カテーテルを消去するのに失敗すると、安定化の技法および監視に支障を生じる可能性がある。カテーテルの寸法が分かっているので、カテーテルの消去は自動的に行うことができる。

【0043】また、本発明は1つの血管の同じセグメントの異なるIVUSプルバック・フィルムの対応しているフレーム、たとえば、治療前および治療後のフレームを自動的に識別する機能（すなわち、マッチングまたはレジストレーション）も提供する。たとえば、ビデオ、または映画フィルムまたはデジタル化された形式での、身体の管腔の同じセグメントについての第1のIVUSプルバック・フィルム、すなわち、第1IVUS画像シーケンスを第2のIVUSプルバック・フィルム、すなわち、第2のIVUS画像シーケンスと比較するには、その画像シーケンスは同期化されていなければならない。この同期化を実現するマッチングは二組のIVUSの画像処理シーケンスに属している連続した画像のグループの間の近似性の演算を実行する必要がある。

【0044】1つの画像シーケンスから、基準グループ

と名付けられる連続した画像のグループが選択される。このグループは両方の画像シーケンスにおいて表示されている血管の一部分から選択される必要があり、そして治療が実行されない部分である必要がある。というのは、血管の形態は治療によって変わる可能性があるからである。このマッチング・プロセスのためのもう1つの条件は、2つの画像シーケンスが既知の、一定の速度で、そして、好ましくは同じプルバック速度で取得されていることである。

【0045】基準グループの画像と、第2の画像シーケンスから抽出された同じ個数の連続した画像を持つ第2のグループからの画像との間で、近似性の演算が実行される。この第2のグループの画像は次に基準のグループに対して単独フレームだけシフトされ、近似性の演算が繰り返される。これは所定の回数だけ繰り返すことができ、各フレーム・シフトの近似性の結果が比較されて最大の近似性が求められる。最大の近似性は2つの画像シーケンスの画像間のフレームの変位を決定する。この変位を第1または第2のフィルムの中で逆にし、対応している画像が自動的に識別できるようにするか、そして／または同時に見るようにすることができる。

【0046】したがって、対応している画像を眺めて、たとえば、実行された治療の有効性または時間経過の形態における変化を知ることができる。

【0047】さらに、上記の各種のタイプの安定化は2つのシーケンスの中の画像の内部あるいは画像間で、このマッチング演算の前後あるいはその間のいずれかににおいて実施することができる。したがって、2つのフィルムは同期化された方法で表示されるだけでなく、互いに関して同じ向きおよび姿勢で表示することもできる。

【0048】

【発明の実施の形態】血管内の超音波（IVUS）画像システムにおいて、超音波信号は超音波装置、たとえば、トランスデューサまたはトランスデューサ・アレイから発射され、受信され、処理され、そして結果としてデジタル化されたデータを含んでいるベクトルとして配置される。各ベクトルは身体の管腔の異なる角度セクタの超音波応答を表す。各ベクトルの中のデータ要素の数（軸方向のサンプリング分解能）および、身体の管腔の完全な断面を走査するために使われるベクトルの数（横方向のサンプリング分解能）は、使用される特定のIVUSシステムによって変わる。

【0049】デジタル化されたベクトルは最初に図1（a）の中に示されている二次元のアレイまたは行列の中にバックされる。一般的に、この行列は極座標、すなわち、座標A（ r 、 θ ）として知られているものである。図1（a）に示されている行列のX軸は r 座標に対応その行列のY軸は θ 座標に対応する。その行列の各値は一般的に、8ビットの場合は0～255の範囲のグレイ

値であり、身体の管腔の中の対応している場所における超音波の強さを表している。この極座標行列は次に血管の断面のデカルト座標表現に対応するX軸およびY軸を有する図1（b）に示されているデカルト座標の行列に変換される。次に、この画像をさらに処理してディスプレイへ転送することができる。初期配列および表示はそれぞれ極座標またはデカルト座標のいずれかを利用することができる。その行列の値はグレイ値とは別のものであり、たとえば、カラー値または他の値を使うことができ、8ビット以下または8ビット以上の場合がある。

【0050】IVUS画像処理のプルバック手順の間に身体の管腔（以下では血管と呼ぶ）、および／または画像用カテーテルがいくつかのモードの相対運動を経験する可能性がある。これらのタイプの運動は次の通りである。（1）画像の平面における回転、すなわち、極座標の画像の θ 画像におけるシフト；（2）デカルト座標での変位、すなわち、デカルト座標の画像におけるXまたはYの座標におけるシフト；（3）グローバルな血管運動、血管の全体の半径方向の収縮および膨張、すなわち、極座標の画像の r 座標における一様なシフトによって特徴付けられる。（4）局所的血管運動、異なった大きさおよび方向の血管の異なる部分の半径方向の収縮および膨張によって特徴付けられる局所的血管運動、すなわち、極座標画像の r 座標における局所的シフト；

（5）画像の内部の正確な位置によって変わる異なる組織の運動によって特徴付けられる局所的な運動；（6）平面を横切る運動、すなわち、画像の表面に対して直角またはほぼ直角の（アンギュレーション）運動。

【0051】連続した新しい画像の安定化は上記の最初の5種類の運動に対して適用可能である。というのは、運動は横方向の平面に閉じ込められているからである。これらのタイプの運動は、現在の各画像をその前の画像に対する近似性が最大になるように変換することによって実現される。最初の3種類の運動は画像の全体または大きな部分を互いに比較する近似性の演算を使うことによって安定化される。これは、その運動がグローバルであるか、あるいはその性質において剛体運動である。第4および第5のタイプの運動は画像の異なる部分が異なる運動を示すので、局所化されたベースで近似性の演算を適用することによって安定化される。第6のタイプの運動は、近似性の演算を局所化されたベースで適用することによって、部分的にだけ安定化することができる。これはその運動が横方向の平面には限られていないからである。このタイプの運動は心臓血管の周期性の検出を使って安定化することができる。

【0052】次のセクションでは、グローバルな安定化のための方法について説明し、その後、局所的な安定化の方法について説明する。心臓血管の周期性の検出を使う安定化については、周期性の検出を説明しているセクションで説明される。

【0053】グローバルな安定化を実現するために、いくつかのタイプの近似性演算を使ってシフト評価が実行される。その近似性演算は2つの画像の間の類似性を測定する。シフト評価は第1の画像を変換し、そしてその前の画像である第2の画像に対するその近似性、すなわち、類似性を測定することによって行われる。変換は、たとえば、単独の（あるいは複数の）ピクセルごとに1つの軸または軸の組合せ（デカルト座標ではXおよび／またはY、あるいは極座標ではrおよび／または θ ）に沿って第1の画像全体をシフトすることによって行われる。変換、すなわち、シフトが完了すると、その変換された第1の画像がその前の第2の画像に対して所定の関数を使って比較される。この変換は、第1の画像の追加の1つのピクセル（または、複数のピクセル）を同じ軸および／または他の軸に沿ってシフトし、そしてその変換された第1の画像をその前の第2の画像に対して所定の関数を使って比較するたびに繰り返される。すべてのシフトが評価された後、その所定の関数を使った比較のグローバルな極値の場所が第1の画像とその前の第2の画像との間の運動の方向および大きさを示すことになる。

【0054】たとえば、図2はデカルト座標における2つの連続した画像の間のシフト評価の結果を示している。画像Aはたとえば、血管の断面のパターンを示している前の画像であり、その中心は行列の右下の象限の中にある。画像Bは同じパターンが左上の方向に移動されて、行列の左上の象限にあることを示している現在の画像である。血管の中心の運動の大きさおよび方向が矢印で示されている。ボトム行列はC（shiftX, shiftY）の行列であり、それは何らかのタイプの近似性演算を使ってシフト評価を行った後の結果の行列である。

【0055】近似性演算を実行するために使うことができる多くの異なるアルゴリズムまたは数学的関数がある。これらの1つは相互相関であり、フーリエ変換を使って行われる。これはたとえば、 256×256 個のピクセルからそれぞれ構成される現在の画像および前の画像が、FFTのアルゴリズムを使ってそれぞれフーリエ変換される場合である。現在の画像のFFTの共役が前の画像のFFTによって乗算される。その結果はIFFTアルゴリズムを使って逆フーリエ変換される。フーリエ変換を使う相互変換のための式は次のように示すこと

$$C(\text{shiftX}, \text{shiftY}) =$$

正規化された相互相関のための式は次の通りである。

【0062】

ができる。

【0056】 $C = \text{real}(\text{ifft2}((\text{fft2}(A)) * \text{conj}(\text{fft2}(B))))$

但し、

A：前の画像の行列（たとえば、 256×256 ）；

B：現在の画像の行列（たとえば、 256×256 ）；

fft2：二次元のFFT；

ifft2：二次元の逆FFT；

conj：共役；

real：副素数表現の実部分；

*：要素ごとの乗算；

C：相互相関行列。

【0057】フーリエ変換によって実施される相互相関を使つての近似性の評価は実際には近似的である。これはフーリエ変換に対する数学的な式が無限の、あるいは周期性の関数または行列に関連するが、一方、実際には行列（または、画像）はサイズが有限であり、また必ずしも周期的でないためである。FFTを使った相互相関を実施する時、その方法は両方の軸における周期性を仮定する。

【0058】結果として、この式は良好な近似であり、画像の極座標表現の θ 軸における実際の状況を反映するが、画像の極座標表現のr軸またはデカルト座標表現のX軸またはY軸の実際の状況を反映しない。

【0059】FFTを使った相互相関には多くの利点がある。第1に、相互相関行列C（shiftX, shiftY）のすべての値がこの基本演算によって計算される。さらに、そのFFT演算を効果的に実施するための専用のハードウェア、すなわち、フーリエ変換チップまたはDSPボードがある。

【0060】近似性演算を実行するために使うことができる別のアルゴリズムとして直接相互相関があり、これは正規化される場合と正規化されない場合がある。これは現在のシフトされた画像の中の各ピクセルをそれに対応している前の画像の中のピクセルによって乗算し、そのすべての結果を合計し、そして正規化型の相互相関の場合にはそれを正規化することによって行われる。各シフトごとに合計値が得られ、実際のシフトはその評価されたシフトの中の最大の合計値によって示される。相互相関のための式は次のように示すことができる。

【0061】

【数1】

$$\sum_{x,y} B(x - \text{shiftX}, y - \text{shiftY}) \cdot A(x, y)$$

【数2】

$$C(\text{shift}X, \text{shift}Y) = \sum_{x,y} B(x-\text{shift}X, y-\text{shift}Y) * A(x, y) / \sqrt{\sum_{x,y} (B(x-\text{shift}X, y-\text{shift}Y) * B(x-\text{shift}X, y-\text{shift}Y)) \sum_{x,y} (A(x, y) * A(x, y))}$$

但し、

A：前の画像行列；

B：現在の画像行列；

*：対応しているピクセルによるピクセルの乗算；

Σ：行列の中のすべてのピクセルの合計；

C：実行されたすべてのシフトに対する結果を保持している行列。

【0063】この相互相関の直接法を使って、C (shiftX, shiftY) はshiftXおよびshiftYのすべての可能な値に対して評価することができる。たとえば、元の画像、AおよびBがそれぞれ256×256ピクセルの画像であった場合、shiftXおよびshiftYの値（それぞれ-128～+128の範囲にある）が評価されなければならない、shiftXおよびshiftYのすべての可能な値に対してC (shiftX, shiftY) が計算されるためには、合計で256×256=65, 536回のシフト評価演算を行うことになる。これらの評価の完了時に、その行列のグローバルな最大値が求められる。

【0064】直接相互相関は必要な算術演算の数を少なくすることによって、より効率的に実施することができ

$$C(\text{shift}X, \text{shift}Y) = \sum_{x,y} \text{abs}(B(x - \text{shift}X, y - \text{shift}Y) - A(x, y))$$

但し、

A：前の画像の行列；

B：現在の画像の行列；

abs：絶対値；

-：要素ごとの減算；

Σ：すべての差の合計。

【0068】これらの各アルゴリズム／式の精度は発生する運動のタイプおよびシステムの設定によって僅かに変わる可能性があるが、最善の、あるいは最も正確な結果を提供するものとして先験的に分類される単独の式はあり得ないことは理解される筈である。さらに、上記の式における多数の変形版および、上記のアルゴリズム／式に対して置き換えるシフト評価を実行するために利用可能な他のアルゴリズム／式がある。また、これらのアルゴリズム／式はマッチングの演算に使うための従来の技術において知られている演算も含む。

【0069】ふたたび図2を参照して、実行される近似性演算が相互相関であった場合、C (shiftX, shiftY) は相互相関行列と呼ばれ、そのグローバル最大値（左上の象限の中で黒いドットによって示されている）は画像Aの中の中心に対して相対的な画像Bの中

る。画像間の実際のシフトを検出するためには、すべての可能なshiftXおよびshiftYについて評価する必要は必ずしもない。すべての可能なshiftXおよびshiftYについての最大のC (shiftX, shiftY) の場所が分かれば十分である。

【0065】近似性の演算を実行するために使うことができる第3のアルゴリズムは、差の絶対値の合計 (SAD: sum of absolute differences) である。これは1つの画像の中の各ピクセルの値をそれに対応している他の画像の中のピクセルの値から差し引き、それらの絶対値を取り、そしてその結果のすべてを加算することによって行われる。各シフトの結果、合計が得られ、そしてその実際のシフトはそのうちの最も小さい合計値によって示される。差の絶対値の合計 (SAD) に対する式は次のように示すことができる。

【0066】SAD=absolute (A-B) またこの式は次のようにも示すことができる。

【0067】

【数3】

の血管の中心と同じである（画像Bの中の矢印）行列の中心からある距離および方向（行列Cの中の矢印）の場所にあることになる。

【0070】実行される近似性演算がSADであった場合、黒いドットは行列の中央からの距離および方向（行列Cの中の矢印）にあることになるグローバル最小値を示し、それは画像Aの中の血管の中心に相対的な画像Bの中の血管の中心と同じ距離および方向（画像Bの中の矢印）である。

【0071】回転運動は現在の極座標の画像に沿っての、その前の画像に相対的なθ座標におけるシフトとして表される。現在の画像における回転のシフトは、現在の極座標の画像とその前の画像との間の近似性を最大にすることによって検出される。最大の近似性は現在の画像が実際のシフトの正確な大きさだけ逆方向にシフトされた時に得られる。たとえば、256×256のピクセルの画像において、128と相互相関画像の中の最大値（SAD画像の中の最小値）のθ座標との間の差（ピクセル数単位での）の値は、その回転の方向（正または負）および大きさを示すことになる。

【0072】グローバルな血管運動は血管の断面全体の

膨張および収縮によって特徴付けられる。極座標の画像においては、このタイプの運動は r 軸に沿っての血管の内側へ向かっての動き、および外側へ向かっての動きとして表される。血管運動は上記の式または他のいくつかの式のうちの1つを使って、現在の極座標画像について、その前の極座標画像に関して反対の血管運動アクションを実行することによって補正することができる。角度的な安定化と対称的に、血管運動の安定化は画像の向きを変化させず、実際にそれを伸張または圧縮することによって画像を変換する。

【0073】デカルト座標での変位はデカルト座標の画像においてその前の画像に相対的な X 軸/ Y 軸におけるシフトとして表される。このタイプの運動はデカルト座標での画像を実際のシフトとは反対の方向にシフトすることによって消去される。したがって、デカルト座標表現におけるデカルト座標での変位は、極座標表現における回転および血管運動に対する安定化に対して使われたのと本質的に同じ算術演算によって行うことができる。

【0074】 $C(\text{shift}X, \text{shift}Y)$ のグローバルな極値(近似性の関数によって変わる、最大値または最小)を見つけるのに必要なシフト評価の回数は、各種の計算的技法を使って減らすことができる。たとえば、1つの技法は次々のIVUS画像間の運動は、一般的には、極座標および/またはデカルト座標の行列の全体のディメンジョンに関して比較的小さいという事実を利用する。これは $C(\text{shift}X, \text{shift}Y)$ が行列の中心の周りの、すなわち、 $\text{shift}X=0$ 、 $\text{shift}Y=0$ の周りの比較的小さい部分においてだけ評価することができることを意味する。その部分の極値は、より大きな $\text{shift}X$ および $\text{shift}Y$ の値に対して含んでいる行列 $C(\text{shift}X, \text{shift}Y)$ のグローバルな極値であると仮定される。内部で検出された極値が実際にはグローバルな極値であると仮定する最小部分のサイズは、システム設定によって変わる。必要な評価演算の数は C 行列(特にグローバルな極値の近傍における)が期待されるスムーズ性および単調性に頼ることによってさらに減らすことができる。したがって、或る場所における $C(\text{shift}X, \text{shift}Y)$ 行列の中の値が局所的な極値であった場合(たとえば、 5×5 のピクセルの近傍において)、それはおそらく行列 $C(\text{shift}X, \text{shift}Y)$ のすべてのグローバル極値である。

【0075】この必要な評価演算の回数の削減を実施することは、まず最初にその行列の中心($\text{shift}X=0$ 、 $\text{shift}Y=0$)からサーチし、その中心の周りの小さな近傍、すなわち、 5×5 ピクセルをチェックすることによって行うことができる。この近傍領域の内部で局所的な極値が見つかった場合、それはおそらく行列 $C(\text{shift}X, \text{shift}Y)$ 全体のグローバルな極値であり、そのサーチを終了することができる。しか

し、その局所的な極値がこの近傍領域のエッジ、たとえば、 $\text{shift}X=-2$ 、 $\text{shift}X=2$ 、 $\text{shift}Y=-2$ または $\text{shift}Y=2$ で見つかった場合、そのサーチは $C(\text{shift}X, \text{shift}Y)$ の値がその近くの隣の領域のすべての値より大きい(小さい)ことが分かるまで、このピクセルの周りで繰り返される。多数の画像においては画像間の運動はないので、それらのケースにおけるグローバル極値を見つけるために必要な評価演算の数は、元の65, 536回の評価の代わりにに約 $5 \times 5 = 25$ となる。

【0076】必要な評価演算の回数は画像をサンプルすることによっても減らすことができる。たとえば、サイズが 256×256 の画像を1つ飛びのピクセルに対してサンプルした場合、それは 128×128 の大きさの行列まで減らされる。この場合、そのような行列間の直接相互相関またはSADは、その画像が他の画像に関してシフトされるたびに、 256×256 回の演算の代わりに 128×128 回の演算を行うだけで済む。シフト評価演算の回数を減らす方法としてのサンプリングは、上記の他の削減方法と折り混ぜて使うことができる。

【0077】ふたたび図2を参照すると、近似性演算の結果として示される $\text{shift}X$ は正の値となり、 $\text{shift}Y$ は負の値となる。画像Bを安定化するために、すなわち、 X および Y の方向におけるシフトを補正するために、シフト論理はそのシフトを逆にする。すなわち、それらの符号を変化させるが、大きさは変化させず、そしてそれぞれシフトを画像Bに対応している行列について実施する。これは画像Bの中でシフトを人工的に逆転し、画像Bを画像Aに関してシフトされない状態にする。

【0078】近似性の計算において使われる実際の値はその画像システムによって供給された元の行列の値である必要は必ずしもない。たとえば、元の値が2乗または3乗または4乗されるか、あるいは他の何らかの方法によって処理された時、改善された結果が得られる可能性がある。

【0079】画像用カテーテルおよびそれを封入しているシースはすべてのIVUS画像の中で一定の人為構造として現われる。これは画像間で行われる近似性の演算をあいまいなものにする。というのは、それは血管の形態の一部ではないからである。したがって、近似性の演算を実行する前に各画像からそのカテーテルおよび関連しているオブジェクトを消去する必要がある。すなわち、そのピクセルには0の値が割り当てられる。カテーテルの寸法が分かっているので、画像からのこれらのオブジェクトの消去は自動的に行うことができる。

【0080】シフトの評価および実施はモジュール化することができる。したがって、シフトの評価および実施は極座標またはデカルト座標のいずれかに対して個々に限定することができる。あるいは、シフトの評価および

実施を極座標およびデカルト座標に対して順次実行することができる。現在、IVUSシステムにおける画像処理は一般に先ず最初に極座標を利用し、次にデカルト座標に変換することによって行われるので、シフトの評価および実施を同じシーケンスで行うことが最も都合がよい。しかし、マイナスの効果または結果とならないようにそのシーケンスを修正または変更することができる。

【0081】シフトの評価プロセスは1つまたは2つの軸に沿って実行することができる。一般に、運動が1つの軸に沿って行われている時であっても、二次元のシフト評価が好ましい。シフトの実施は両方の軸に対して、あるいは1つの軸に対して限定すること、あるいはどの軸にも限定しないようにすることができる。

【0082】シフトの評価のために使われる画像の中の領域と、シフトの実施が行われる領域との間には必ずしも同一性は必要ではない。たとえば、シフト評価はその画像の比較的小さい領域を使って実行することができるが、一方、シフトの実施はこの領域によって示されているシフトに従って画像全体をシフトすることになる。

【0083】1つの自明のシフト論理は、各画像について実施されるシフト（それによって安定化された画像を形成する）の大きさが等しく、そして方向が評価されたシフトと反対である論理である。しかし、そのようなシフト論理は結果として「ドリフト」として定義されるプロセスとなる可能性がある。ドリフトは、実施されたシフトが累積し、そのディメンジョンが画像またはディスプレイ全体に関して大きい、成長するシフトを作り出すプロセスである。ドリフトは不正確なシフト評価または心臓血管サイクルの或る部分における横方向ではない画像間の運動の結果生じる可能性がある。デカルト座標での安定化が実施される時、ドリフトによって、たとえば、その画像の比較的大きな部分がディスプレイからシフト・アウトされる可能性がある。回転の安定化が実施される時、ドリフトによって或る方向における画像の回転が増加する可能性がある。

【0084】図3は極座標およびデカルト座標におけるドリフトの発生を示している画像である。左側の画像はその画像の元の表示であり、一方右側の座標は極座標およびデカルト座標での安定化が実行された後の同じ画像である。右側の画像は左側の画像に対して大きな角度だけ反時計方向に回転され、そして下方にシフトされていることに注意されたい。この場合、回転およびデカルト座標でのシフトの実施はその画像の実際のシフトに対して補正せず、不正確なシフト評価の結果として生れる。

【0085】シフトの論理は間違っただけで評価されたシフトの実施を最小に抑えるように、このドリフトを処理することができなければならない。ドリフトを防止するか、あるいは少なくとも制限するための1つの方法は、許されるシフトの大きさに対する制限値を設定する方法である。これはドリフトを最小化するが、実際のシフトのい

くつかに対する補正がなされないという欠点がある。シフトを防止または最小化するために追加の方法を使うことができる。これらは後で説明される心臓血管の周期性の検出と折り混ぜて使うことができる。

【0086】図4に示されている画像は1つの画像についての安定化の演算（回転およびデカルト座標でのシフト）を実行した結果を示している。左側の画像は環状動脈からのIVUS画像であり、通常のディスプレイの大きな部分を占めている（カテーテルが削除されている）。一方、右側の画像は安定化の演算が実施された後で左側の画像がどのように表示されるかを示している。

【0087】図4の中の左側および右側の画像を詳細に眺めると、或る種の違いを観察することができる。第1に右側の画像は左側の画像に関して時計回りの方向に僅かに（すなわち、2〜3度）回転されている。これは回転の安定化の結果である。次に、右側の画像が左側の画像に関して一般的な左側方向に変換される。これは各画像の中の写真のエッジからの管腔（空洞）の距離に注目することによって検出することができる。これはデカルト座標のシフト安定化演算の結果である。

【0088】表示画像の安定化の利点は、図4に示されているような単独の画像を見ることによって正しくは評価できない。しかし、そのような画像の映画フィルムを見ることによって容易にその利点が見える。安定化を含まない表示において、カテーテルの位置が常にディスプレイの中央にあり、そして形態学的特徴は画面上で動き回り、回転する。それと対照的に、安定化されたディスプレイにおいては、カテーテルの位置は動き回すが、形態学的特徴は基本的には静止状態にとどまる。安定化は必ずしも実際のディスプレイ上に示される必要はない。それは安定化がそれに続くステップを改善するという意味においてユーザにとっては見えないようにすることもできるが、実際のディスプレイは結果の処理された画像をそれぞれの元の（安定化されていない）姿勢および向きで表示することになる。

【0089】図5は血管のグローバルな収縮または膨張を示している。これはr座標に沿っての特徴の動き、すなわち、極座標のベクトルに沿っての動きとして画像の極座標表現で表示される。また、図5はその画像の同じグローバルな収縮または膨張をデカルト座標表現で示している。図5（a）は極座標およびデカルト座標の両方での血管の断面のベースラインの外見を示している。図5（b）は血管のベースラインに関する収縮を示している。図5（c）は血管のベースラインに関しての様な膨張を示している。

【0090】グローバルな血管運動は血管の内径における様な変化として表されるので、極座標表現での安定化に適している演算を使って、グローバルな血管運動を評価することができる。たとえば、それは極座標の画像全体を利用している近似性演算によって評価することが

できる。

【0091】上記のように二次元のシフト評価が実行された後、 θ 軸上の行列C (shift X, shift Y) の中の最大値の場所が回転の安定化のために利用される。これはグローバルな血管運動の指標として使うことができるr軸上の極値の場所を与える。したがって、グローバルな血管運動の監視は、極座標の画像における二次元のシフト評価の副産物である。

【0092】逐次画像の各ペアは血管運動を示す値を作り出す。画像間の結果のシフトの大きさと符号の両方が血管における変化、すなわち、血管運動を特性付ける。負のシフトは膨張を示し、そして正のシフトは収縮を示す。値の大きさは血管運動の変化の大きさを示す。

【0093】或る状況下で、運動または血管運動はその画像の平面内（すなわち、横方向）に閉じ込められているが、運動または血管運動は一樣／剛体運動ではない可能性がある。運動または血管運動のタイプを求めるために、画像をセクションに分割して各セクションについてグローバルな安定化の評価を実行することができる。これらのセクションの前の画像の中の対応しているセクションに対して示されたシフトを調べることによって、その運動のタイプについて知ることができる。たとえば、図6に示されているように、図6(a)の中の画像を図6(b)の中に示されているような4つのセクションに分割することができる。シフトの評価は4つの各セクションについて別々に実行することができる。4つの各セ

A (「テンプレート」領域) の中のピクセル	B (3×3の「サーチ」領域) の中のピクセル	B'
	1 10 10	
3	7 9 50	1
	11 7 60	

この例においては、上記の条件に従って、値が3である「テンプレート」ピクセルがSADを使って値が9であるピクセルでの周囲の3×3のサーチ領域の中にあるすべてのピクセルに対して比較される。サーチ領域の左上隅にある1の値のピクセルは、そのサーチ領域の中のすべての可能性からの最小のSAD値(|1-3|=2)を得る。結果として、新しく形成された安定化された画像(B')の中で、値が3および9であるピクセルに対するロケーションに対応しているピクセルには1の値が割り当てられる。

【0098】一般に、テンプレートおよびサーチ領域の大きさは、使用される近似性演算によって演算によって変化する可能性がある。新しく形成された安定化された画像(B')のピクセルに対して割り当てられる実際の値は、必ずしも現在の画像B(この例の中で示されているような)からの実際のピクセル値である必要はなく、ピクセルの値の何らかの関数である。局所的な安定化の結果として、グローバル／剛体運動の方法とは反対に、

クシオンに対するシフトの評価の結果の間の比較を行うことによって、実際の運動のタイプを識別することができる。したがって、適用される安定化のタイプは検出された運動のタイプによって変わる可能性がある。

【0094】局所的な運動に対する安定化は局所的なベースで近似性の演算を実行することによって実現される。前の画像Aの小部分(「テンプレート領域」)および現在の画像Bの小部分(「サーチ」領域)が局所的な安定化プロセスに関与する。場合によって、グローバルな安定化が実行された後で局所的な安定化を実行するのが最善である。

【0095】局所的な安定化の間、前の画像(A)の中のテンプレート領域がサーチ領域の中でシフトされ、現在の画像(B)の中のテンプレートのサイズの領域に対して近似性の演算を使うことによって比較される。(新しく)形成された安定化された画像(B')の中の各ピクセルには、行われたサーチおよび近似性の評価の結果に基づいた新しい値が割り当てられる。

【0096】局所的な安定化は次の例によって示される。その中で、テンプレート領域は1×1の領域、すなわち、単独のピクセルであり、サーチ領域は3×3の領域であり、そして近似性の演算はSADである。次の図の中で、Aの中の値が3のピクセルとBの中の値が9のピクセルが対応しているピクセルである。値が9であるピクセルの近傍の3×3のピクセルも示されている。

A (「テンプレート」領域) の中のピクセル	B (3×3の「サーチ」領域) の中のピクセル	B'
	1 10 10	
3	7 9 50	1
	11 7 60	

その画像の「組成」、すなわち、ピクセル間の内部関係、およびそれらの安定化された画像の中での分布は、元の画像に関して変化することに注意することが大切である。局所的な安定化は極座標およびデカルト座標での画像の表現の両方について実施することができる。

【0099】図7は局所的な血管運動が検出された血管をデカルト座標および極座標の両方で示している。局所的な血管運動が検出されると、それは血管の断面のうちの或る部分が断面内の他の部分とは異なる挙動をしていることを示す。

【0100】図7(a)は局所的な血管運動の前の血管のベースラインの図を示している。図7(b)は局所的な血管運動の一例を示している。デカルト座標および極座標表現の両方の中で示されているように、この血管の4つの部分の挙動が異なっている。この血管のうちの2つのセグメントは内径が変化しない、すなわち、前の画像の中のそれぞれに対応しているセグメントに相対的な動きはしない。1つのセグメントは収縮、または上方へ

動いており、そしてもう1つのセグメントは膨張、すなわち、下方へ動いている。

【0101】図から分かるように、グローバルの血管運動評価方法は血管が様な挙動を示さないで、局所的な血管運動を評価するには不適切である。グローバルな血管運動の評価が適用された場合、たとえば、図7に示されている例においては、総合的に0の血管運動が検出される可能性がある。すなわち、収縮と膨張が互いに打ち消し合うことになる。

【0102】したがって、局所的な血管運動の評価方法が利用されなければならない。これは各極座標ベクトルにおいて、すなわち、各 θ （または、 Y ）ベクトルの中の血管運動を別々に評価することによって実現できる。近似性の演算が、対応している極座標ベクトルの中の一次元のシフトを使って適用される。たとえば、近似性が相互相関と一緒に使われた場合、次の演算はこれが一次元のシフトを使ってどのように実現されるかを示す。

【0103】

【数4】

$$C(\text{shift}X, Y) = \sum_x B(x - \text{shift}X, y) * A(x, y)$$

但し、

A：前の画像行列；

B：現在の画像行列；

*：対応しているピクセルによるピクセルの乗算；

Σ ：極座標ベクトルの行列の中のピクセルの合計；

C：相互係数の二次元行列。

【0104】これから分かるように、シフトは極座標ベクトル（ θ または Y ベクトル）のそれぞれ、およびすべてに対して1つの軸（ X 軸または r 軸）に沿ってシフトが実行される。シフトの評価のための各ベクトルに割り当てられる値はその画像の実際の値である必要はなく、たとえば、ベクトルの中の各ピクセルにはその横方向の近傍の平均値を割り当てることができる。すなわち、たとえば $A(X, Y)$ には $A(X, Y-1)$ 、 $A(X, Y)$ および $A(X, Y+1)$ の平均値が代入される。同じことが $B(\text{shift}X, Y)$ について行われる。これによって相互相関のプロセスがノイズにさらに強くなる。

【0105】二次元の行列（ $C(\text{shift}X, Y)$ ）が形成される。その行列の中の各カラムは、現在の画像および前の画像からの対応している極座標ベクトルの間で実行された近似性／類似性の演算の結果を格納する。また、その演算はFFTを使って実施することもできる。

【0106】行列を形成した後、各カラムの中の極値（相互相関演算における最大値）の場所が検出される。この極値の場所は現在の極座標ベクトルとその前のベクトルとの間のマッチを示す。したがって、各ベクトルの中の血管運動、すなわち、血管の特定の各角度セクタに

おける半径方向の動きを特性評価することができる。。

【0107】この情報を使って局所的な血管運動を表示することができる。それはいくつかの、あるいはすべての極座標ベクトルを加算して平均化し、血管運動に対する平均値を求めることができ、あるいはそれを他の目的のために使うことができる。したがって、局所的な血管運動を評価することによって、局所的な血管運動およびグローバルな血管運動の両方を評価することができる。

【0108】定量的な生理学的パラメータとして効果的に使われ、そして／または表現されるためには、血管運動の大きさが血管の実際の内径に対して或る方法で関連していなければならない。したがって、血管運動の監視の測定値は一般に、その血管の内径の自動または手動での測定値に関連して使われるべきである。

【0109】真の意味の血管運動の他に、デカルト座標での変位も血管運動として検出することができる。これは極座標で表現された時、デカルト座標での変位は r 軸および θ 軸の両方に沿ってのシフトとなるからである。真の意味の血管運動をデカルト座標での変位と区別するために、デカルト座標の画像におけるシフトの評価は何も運動を示さないか、あるいはほとんど運動を示さないことが必要である。デカルト座標での変位が検出された場合、それは先ず最初に安定化されなければならない。その後、デカルト座標を血管運動の評価のために極座標に逆に変換することができる。これによって成功する度合いが大きくなり、実際の血管運動を求める時に、より正確な結果が提供される。

【0110】図8の中のグラフは生体内での人間の環状血管における局所的な血管運動の監視の結果を示している。局所的な血管運動の監視は血管のほぼ同じセグメントにおいて2回実行され、図8（a）および図8（b）に（ X 軸）で示されている190個の連続した画像から構成されている。この2つのグラフの間の違いは、図8（a）の中に示されている血管運動の評価は動脈の治療に先立って図8（a）に示されている血管運動の評価、すなわち、前介入が実行されたこと、一方、図8（b）の中に示されている血管運動の評価は動脈の治療後に、すなわち、後介入で実行されたことである。

【0111】すべての画像において、血管運動はすべての極座標ベクトルにおいて局所的に評価され、次に検出されたすべての個々のシフトが加算され、そして平均化されて各画像に対する単独のグローバルな血管運動の指標（ Y 軸）すなわち、血管運動のアクティビティに対する指標が得られた。

【0112】 Y 軸上の単位は実際の血管の内径が計算されなかったので直接的な物理的意味はないが、図8（a）および図8（b）の中の値の間の関係は意味がある。というのは、それらが同じ血管から抽出されたからである。したがって、これらの図から重要な情報を導くことができる。治療の後で血管運動がどのように増加し

たかに注意されたい(血管運動の最大値が約40から150へ増加している)。したがって、血管運動は完全には定量化されなかったが、生理学的な変化(おそらく治療にリンクしている)が示された。

【0113】心臓血管の周期性はIVUS画像の中に記憶されている情報にのみ基づいて監視することができ、それによってECGあるいは他の外部信号の必要性をなくしている。これはすべての画像とその心臓血管サイクルにおける時間的位相との間のリンクが、外部信号を必要とせずに確立され得ることを意味する。一度このリンクが確立されると、監視はカーディアック・ゲーティングを必要とする多数のユーティリティの中でECG信号を置き換えることができる。この監視は次々の画像の間の近似性演算を使うことによって実現することができる。さらに、同じ近似性演算によってIVUS画像の品質およびそれらの挙動に関する情報を得ることができる。

【0114】心臓のサイクルはIVUS画像から抽出される或る種のパラメータのサイクリックな挙動の中に現れる。これらの挙動が監視される場合、心臓サイクルの

$$\text{Correlation_function}(N) = \sum_{x,y} B(x,y) * A(x,y) / \sqrt{(\sum_{x,y} A(x,y)^2 * \sum_{x,y} B(x,y)^2)}$$

但し、

$\text{Correlation_function}(N)$: 画像のすべてのペアに対して1つの値を作り出す次元の関数;

A : 前の画像行列(N番目の画像);

B : 現在の画像行列(N+1番目の画像);

* : 対応しているピクセルによるピクセルの乗算;

Σ : 行列内のすべてのピクセルについての和。

【0119】相互相関係数は安定化のプロセスの副産物である。というのは、正規化された相互相関行列C($\text{shift}X$, $\text{shift}Y$)の中央の値($\text{shift}X=0$, $\text{shift}Y=0$)が常に計算されるからである。これは安定化のために使われるすべてのタイプの近似性関数に対して成立する。近似性行列の中央の値(C($\text{shift}X=0$, $\text{shift}Y=0$))、安定化のために使われる相互相関演算または他のタイプの演算のいずれかを、近似性の関数を作り出すために常に使うことができる。

【0120】近似性の関数は他の画像に関して1つシフトされている画像から計算することもできる。すなわち、その関数を形成するために使われる値は $\text{shift}X$ および $\text{shift}Y$ がゼロに等しくない場合のC($\text{shift}X$, $\text{shift}Y$)である。近似性の関数は必ずしも画像全体から形成される必要はなく、互いに対応しているか、あるいはシフトされた画像の部分から計算することもできる。

【0121】図9はECGおよび相互相関係数を同期的

周期性を求めることができる。フレームの取得速度が分かっていることによって時間的な量として心臓血管サイクルを求めることもできる。

【0115】次々のIVUS画像の間の近似性のパラメータは明らかに周期性のパターンでの挙動を示すパラメータである。これは存在しているほとんどの画像間の運動の周期性の結果である。次々の画像のペアの間の近似性演算から各値が得られる近似性関数を形成することができる。たとえば、10個の画像の組によって9個の次々の近似性の値が作られる。

【0116】近似性の関数は相互相関型の演算、SAD演算、あるいは近似型の関数を作り出す任意の他のタイプの演算から得ることができる。正規化された相互相関は周期性の監視に対して使われる時、非常によい結果を生じる。

【0117】次の式は近似性関数を計算するための相互相関係数(N番目の画像の関数としての)のための式を示している。

【0118】

【数5】

にグラフでプロットしたものを示している。両方の曲線は同じ画像の集合に関連している。図9(a)はECG信号のグラフを示し、図9(b)は次々のIVUS画像から得られた相互相関係数のグラフを示している。水平軸は画像(合計190個の連続した画像)の番号を示している。これから観察されるように、図9(b)の中の相互相関係数の関数は周期的なパターンを示し、その周期性は図9(a)の中のECG信号によって表示されているのと同じである(両方とも約6個の心搏)。

【0122】近似性関数の周期性を監視することは複雑になる可能性がある。というのは、近似性の関数は代表的な形を持たず、それは時間によって変化する可能性があり、それは使われる近似性関数のタイプに依存し、また、血管セグメントごとに、そして対象物ごとに変化する可能性があるからである。

【0123】近似性の関数の周期性を連続的に、そして自動的に監視するために、各種の方法を採用することができる。たとえば、1つの方法はしきい値タイプの方法である。この方法はしきい値として知られている或る値について近似性関数の値を監視する。この値が検出されると、その方法はそのしきい値がふたたび横切られる時を監視する。周期はしきい値を通過する点の間の時間の差として求められる。この方法の一例が図10に表として示されている。この表は次々の画像(トップ行に示されている番号1~10)に属している相互相関係数の値(真ん中の行)のグループを示している。たとえば、しきい値が0.885の値に設定されている場合、このし

きい値は先ず最初に画像#2から画像#3へ移る時に交差している。しきい値が2番目に交差されるのは画像#6から画像#7へ移る時である。したがって、その周期性の時間的期間は $7-3=4$ 個の画像を取得するために掛かる時間である。

【0124】近似性の曲線から心臓の周期性を抽出するために使うことができるもう1つの方法は内部相互相関である。この方法は近似性関数のセグメント、すなわち、次々の値のグループを利用する。たとえば、図10に示されている表の中で、そのセグメントは最初の4つの連続した画像、すなわち、画像#1～#4から構成することができる。1つのセグメントが選定されると、それは自分自身と相互相関が取られ、1の相互相関値が得られる。次に、このセグメントが近似性関数から抽出された同じサイズの、1つシフトされた先の画像と相互相関が取られる。これがシフトされた2つ先の画像について繰り返され、以下同様に繰り返される。図10に示されている例において、セグメント{0.8, 0.83, 0.89, 0.85}は1つの画像だけシフトされたセグメント{0.83, 0.89, 0.85, 0.82}と相互相関が取られ、次にセグメント{0.8, 0.83, 0.89, 0.85}が2つ先のシフトされた画像のセグメント{0.89, 0.85, 0.82, 0.87}と相互相関が取られ、以下同様に相互相関が取られる。図10の中の表のボトム行はこれらの内部相互相関の結果を示している。最初の1の値はそのセグメント自身の相互相関の結果の値である。これらの相互相関の値は局所的な最大値の場所を知るために吟味される。この例においては、それらは画像#1と画像#5の中にある（それらの値は太字で示されている）。結果の周期性は局所的な最大値の場所とそのサーチが開始された場所（すなわち、画像#1）との間の差である。この例においては、周期性は画像#1を取得してから画像#5を取得するまでに経過した時間、すなわち、 $5-1=4$ 画像に相当する時間である。周期が検出されると、サーチは新しく局所的な最大値、すなわち、画像#5の周囲のセグメントを使って開始される。この例においては、たとえば、新しいセグメントは画像#4～#7に属している近似性のグループとなる可能性がある。

【0125】関与する計算のタイプの性質のために、或る時点における内部相互相関演算は将来の時刻において取得される画像の近似性の値を必要とする。したがって、しきい値の方法とは違って、近似性の方法は画像の記憶（メモリの中の）を必要とし、その周期性の検出は過去を振り返る形で行われる。心臓の周期性は近似性の曲線をフーリエ変換によって時間的な周波数領域へ変換することにより、監視することもできる。周波数領域においては、その周期性はその周期性に対応しているピークとして表される。このピークはスペクトル解析を使って検出することができる。

【0126】近似性関数は、実際の画像から得られないECGなどの外部信号から抽出することができないIVUS画像についての追加の重要な情報を提供することができる。この関数の挙動はその近似性関数を形成するために使われたIVUS画像または画像の部分における或る種の状態を示す可能性がある。IVUS画像の状態を示す近似性関数における重要な特徴は、周期性の存在および近似性関数の「粗さ」である。通常のIVUS画像は、たとえば、図9(b)に示されているような比較的スムーズで周期的な近似性関数を示す筈である。

【0127】しかし、「粗さ」および／または周期性が示されない場合、これはIVUS画像の形成において何らかの問題があることを示している可能性がある。すなわち、たとえば機械的な、あるいは電子的な故障のいずれかによって生じた、画像形成における人為構造の存在などである。次の図はこのことを示すのに役立つ。図11は次々のIVUS画像から得られた相互相関係数のグラフを示している。このグラフはその形成において、図9(b)の中の相互相関のプロットに類似しているが、この例においては、それは異なる対象物の中で使用された異なる画像用カテーテルによって形成されている。

【0128】この例においては、その近似性関数は明確な周期性を示さず、また外見もスムーズではなく、むしろ粗いスパイク上の外見を示していることは明らかである。この場合、近似性のグラフの挙動はその画像の中で表示されている超音波信号を発射／収集するためのIVUSのトランスデューサの非一様性によって生じたものである。このタイプの人為構造は移動している機械的な部分が存在しているIVUSカテーテル-トランスデューサ・アセンブリにおいて時々現われる。

【0129】通常の画像の状態を反映するように考慮される時、近似性の関数はさらに他の目的に対して役立つ可能性がある。これは近似性関数の各サイクルにおける最大値の場所にリンクされる。これらの最大値の場所を見つけることは、いくつかの連続した画像と一緒に処理する画像アルゴリズムにとって重要な場合がある。最大値の近くの画像は他の画像に関して近似性が高く、そして画像間の運動が小さい傾向がある。さらに、連続した心臓サイクルの同じ位相に所属している画像が選択される必要がある場合、普通は各サイクルにおける最大値（近似性関数の）を使ってそれらを選択するのが最善である。

【0130】たとえば、1つの表示方法においては、これらの画像がディスプレイ上に表示され、そのギャップには補間された画像が埋められる。この表示の方法によってすべてのタイプの周期性の運動を安定化することができる。

【0131】安定化プロセスの中でのシフト論理の段階でも心臓血管の周期性の監視を使うことができる。ドリ

フトが避けられるべきである場合、各（単独の）心臓サイクルの後の蓄積されたシフトは小さいか、あるいは0となる必要がある。すなわち、すべてのシフトの1つのサイクルの周期性にわたってのシフトの和は0またはほぼ0になる筈である。これは周期性の監視に結合されているシフトの論理を利用することによってドリフトの現象を制限することができることを意味する。

【0132】ここで図12を参照すると、ほとんどのIVUS画像を3つの基本的な部分に分割することができる。図12において「管腔」とラベルが付けられている中央の領域（カテーテルの周囲）は、流体、たとえば、血液が流れる実際の管腔または内部の通路（空洞）である。その管腔の周囲に、組織およびプラーク（疾患のある場合）のいくつかの層から構成されている、図12の中で「血管」とラベルが付けられている実際の血管がある。その血管を囲んでいるのは図12の中で「外面」とラベルが付けられている他の組織、すなわち、筋肉または臓器の組織、たとえば、環状血管の画像における心臓がある。

【0133】IVUS画像が動的に見られる時（すなわち、映画フィルムのフォーマットで見られる時）、血液が流れる内部、および血管を取り囲んでいる外面の表示は、普通は血管そのものとは異なる時間的挙動を示す。

【0134】動的なIVUS画像の中のピクセルの時間的挙動を自動的に監視することによって、そのプロセスによって抽出される情報を、IVUS画像の解釈を支援するために使うことができる。この情報を使って、たとえば血液などの流体、および周囲の組織などの高速に変化する特徴の外見を、それらの時間的挙動を考慮してフィルタし、抑制することによって、IVUSの表示を改善することができる。また、この情報を自動セグメンテーションのために使って、含んでいるピクセルによって形成されるテクスチャー的属性の時間的挙動に基づいて流体、たとえば、血液、および周囲の組織を識別することによって、管腔のサイズを自動的に求めることができる。

【0135】時間的挙動の自動監視を実現するためには、次々の画像に属している対応しているピクセルによ

A				B	D1	
1	4	5	1	3	6	8
6	7	1	5	3	4	70
3	5	8	3	2	1	6

行列D1の中のピクセル、すなわち、値が4のピクセル（Bの中の）および7のピクセル（Aの中の）に対応しているピクセルの場所には、次の値が割り当てられる。

【0142】 $abs(1-3) + abs(4-6) + abs(51-8) + abs(6-3) + abs(7-4) + abs(15-70) + abs(3-2) + abs(5-1) + abs(83-6) = 190$

って形成される属性間の関係の評価がなければならない。時間的挙動の抽出は前に説明されたような局所化されたベースでの近似性演算に対して使われた方法と似ている。

【0136】大きい時間的变化は、1つの画像から次の画像へ移る時の対応しているピクセルの相対的グレイ値の変化が比較的大きいことによって特徴付けられる。この大きい時間的变化は、元の画像に掛け合わせるマスクの形成によってこれらの変化を表現することにより、ディスプレイの中で抑制することができる。このマスクはピクセル値における時間的变化を反映する。この評価において発生する1つの問題点は、対応しているピクセル値におけるグレイ値の変化が、物質における流れまたは変化によるものであるか、あるいは血管／カテーテルの動きによるものであるかどうかを判定することである。この評価を安定化された画像について実行することによって、この問題は克服されるか、あるいは少なくとも最小化される。

【0137】次の定義が適用される。

【0138】B：現在の（安定化されている、あるいは安定化されていない）画像

A：前の（安定化されている、あるいは安定化されていない）画像

C：次の（安定化されている、あるいは安定化されていない）画像

abs：絶対値

使用される行列はデカルト座標または極座標の形式のいずれでもよい。

【0139】行列D1が結果として作られる次の演算は次のように定義される。D1は座標がX、Yである各ピクセルの値が画像aおよびbからそれぞれ抽出されたたとえば、9個の要素（ $X-2 : X+2, Y-2 : Y+2$ の 3×3 の四角形）のその周囲の小さい隣接領域での差の絶対値の和である1つの行列である。

【0140】たとえば、次の表示は行列AおよびBの中の対応しているピクセル（太字の）および、それぞれの近傍を示している。

【0141】

B				D1	
6	8				
4	70			190	
1	6				

D2は同様に定義されるが、行列BおよびCに対して定義される。

【0143】D1およびD2は実効的には、局所的な変動またはノイズを減らすために、 3×3 の近傍を使うことによって平均化される差の行列である。画像AとBの間、またはBとCとの間のグレイ値の大きな変化は、行列D1およびD2のそれぞれの中で比較的大きい値として表される。

【0144】次に新しい行列Dmaxが作られる。その中で、すべてのピクセルは行列D1およびD2の中の対応しているピクセルの最大値である。

【0145】 $D_{\max} = \max(D1, D2)$

但し、

$\max(D1, D2)$: D1およびD2の中の対応している2つのピクセルのうちの最も大きいものを保持するDmaxの中の各ピクセル。

【0146】したがって、単独の行列Dmaxは特に、行列A、BおよびCの間の大きなピクセル値の変化を特に改善する。次に、マスク行列(MD)が正規化される。すなわち、Dmaxの中の各ピクセル値がDmaxの最大値によって除算されることによってDmaxから形成される。したがって、マスクMDのピクセル値の範囲は0から1までである。

【0147】このマスクの役割は次の方法で現在の画像Bに乘算し、BOUとして定義される画像の新しい行列を形成することである。

【0148】 $BOU = (1 - MD^n) * B$

但し、

B : 元の現在画像 ;

BOU : 新しい画像 ;

n : 行列MDの中の各ピクセルはn乗される。nは一般に、たとえば、2~10での値である。

【0149】 $1 - MD^n$: 各ピクセルの値が1からMDの中の対応しているピクセルの値を引いた値である行列。

【0150】減算 $1 - MD^n$ を実行することによって、ゆっくり変化している特徴を反映するMDの小さな値は $1 - MD^n$ の中では大きな値になる。さらに、ゆっくり変化している特徴だけが大きい値を持つことになる機会は、大きいMDの値を前もって強調することによって(行列D1とD2との間の最大値としてMDを形成することによって)増加する。

【0151】現在の画像Bによってマスク $(1 - MD^n)$ を乗算することにより、新しい画像BOUが形成され、その中ではゆっくり変化しているピクセルの外見が強調され、一方、速く変化しているピクセルの値は減少する。数値nは速く変化している特徴の抑制がディスプレイ上でどのように見えるかを決定する。

【0152】図13は時間的フィルタリングの結果を示している。左の画像は現在のディスプレイ上で見える、環状血管からの元のIVUS画像(すなわち、行列B)である。右側の画像は上記の処理ステップ、すなわち、時間的フィルタリングを通った後の画像(行列BOU)である。右側の画像において、血液および周囲の組織がフィルタされ(抑圧され)、そして管腔および血管の境界がずっと識別しやすくなっていることに注意されたい。

【0153】自動セグメンテーションによって、テクス

チャータ的品質の時間的挙動の間の差に基づいて流体、たとえば、血液および外面を血管の壁から区別する。時間的フィルタリングの場合と同様に、この方法はいくつかの連続した画像からの対応しているピクセル間の関係から得られる。画像間の運動のためにピクセルの値が変化した場合、そのアルゴリズムの性能は劣化する。自動セグメンテーションの前に安定化を行うことによって、この問題が克服されるか、少なくとも最小化される。

【0154】時間的フィルタリングの場合のように、次の定義が適用される。

【0155】B : 現在の(安定化されている、あるいは安定化されていない)画像

A : 前の(安定化されている、あるいは安定化されていない)画像

C : 次の(安定化されている、あるいは安定化されていない)画像

行列はデカルト座標形式または極座標形式のいずれでもよい。

【0156】テクスチャ的品質は次のように定義することができる。「a」のピクセルの最も近い4つの隣のピクセルが「b」、「c」、「d」および「e」であると仮定すると、「a」の分類は「a」の「b」、「c」、「d」および「e」との間の関係によって変わる。これは次のように示される。

【0157】

	b
c	a d
	e

ここで、次のカテゴリーを形成することができる。

【0158】垂直方向において : $a > b$ であって $a > e$ である場合、「a」はカテゴリーIに属しているとして分類される ; $a > b$ および $a < e$ の場合、「a」はカテゴリーIIに属しているとして分類される ; $a < b$ および $a < e$ の場合、「a」はカテゴリーIIIに属しているとして分類される ; $a < b$ そして $a > e$ の場合、「a」はカテゴリーIVに属しているとして分類される ; $a = b$ または $a = e$ の場合、「a」はカテゴリーVに属しているとして分類される。

【0159】水平方向において : $a > c$ であって $a > d$ である場合、「a」はカテゴリーIに属しているとして分類される ; $a > c$ および $a < d$ の場合、「a」はカテゴリーIIに属しているとして分類される ; $a < c$ および $a < d$ の場合、「a」はカテゴリーIIIに属しているとして分類される ; $a < c$ そして $a > d$ の場合、「a」はカテゴリーIVに属しているとして分類される ; $a = c$ または $a = d$ の場合、「a」はカテゴリーVに属しているとして分類される。

【0160】次に、垂直および水平のカテゴリーが組み合わせられて新しいカテゴリーが形成される。結果として、ピクセル「a」はここで $5 \times 5 = 25$ の可能なカテ

ゴリーに属することができる。これは「a」のテクスチャー的品質が、これらの(25個の)カテゴリーの1つにそれが属することによって特徴付けられることを意味する。

【0161】たとえば、次の近傍においては、

7
10 10 14
3

ピクセル「a」=10は垂直のカテゴリーI(10>7および10>3であるので)および水平のカテゴリーV(10=10であるので)に属しているとして分類される。

【0162】しかし、ピクセル「a」が次の近傍にある場合、

7
11 10 14
3

それはその水平のカテゴリーがここではカテゴリーIII(10<11および10<14)であるので、異なるカテゴリーに属しているとして分類されることになる。

【0163】各ピクセルのその近傍に対する関係を求めることによって、テクスチャー的品質が形成され、それは各ピクセルを25個の可能なカテゴリーに分類する。カテゴリーの数は変化する(増加するか、あるいは減少

A
5
9 8 11 19
23

この例においては、値が12であるピクセル(Bの中の)のカテゴリーはAおよびCの中のカテゴリーと同じである。したがって、それは血管の壁のピクセルである

A
5
9 8 11 19
23

Aの中のピクセル8およびBの中の12のピクセルのカテゴリーは同じであるが、Cの中の14のピクセルはそのカテゴリーが前の例とは異なっている。結果として、Bの中の12のピクセルは流体(管腔)、すなわち、血液または外面の組織のピクセルである確率が高いピクセルとして分類されることになる。

【0167】これまで説明されてきた分類の方法は、各ピクセルの周囲の小さな近傍に関連付けられたテクスチャーまたはパターンの中の変化を監視する。上記のようにこの変化が決定されると、各ピクセルに二進の値を割り当てることができる。たとえば、それが血管のピクセルであると推察された場合は0の値、それが血液のピクセルと推定されるか、あるいは血管の外面に属しているピクセルであると推察された場合、1の値が割り当てられる。この二値画像は管腔の識別のプロセスに対する入

する)可能性がある。すなわち、たとえば、使用される近傍のピクセルの数が変わるように、たとえば、4、8の近傍のピクセル数が使われる可能性があるように、分類する条件が変化することによって変わる可能性がある。

【0164】流体、たとえば、血液を血管から区別するためにテクスチャー的な変化が使われる基本概念は、次々の画像の中の対応しているピクセルのカテゴリーの中の変化を監視することによる。これを達成するために、行列A、BおよびCの中の各ピクセルおよびすべてのピクセルにおけるカテゴリーが決定される。次に、対応しているピクセルがそれぞれテストされてこのカテゴリーが変化したかどうか調べられる。変化していた場合、そのピクセルは流体、たとえば血液であるか、あるいは周囲の組織のピクセルであるかが推察される。変化しなかった場合、そのピクセルは血管のピクセルであると推定される。

【0165】次の例は次々の行列A、BおよびCの中の3つの対応しているピクセル(値が8、12および14のピクセル)およびそれらの近傍を示している。

【0166】

B
9
12 13 21 14 17
100 20

確率の高いピクセルであるとして分類される。しかし、状況が以下のように示された場合(Cの中の20が13に変化した場合)、

B
9
12 13 21 14 17
100 13

力として働き、そして元のピクセル値はセグメンテーションのプロセスの中では役割りを演じることを止める。

【0168】二値画像を使つての管腔の識別は、上記の方法で処理されるIVUS画像の中では一般的に有効である2つの仮定に基づいている。第1の仮定は血液を含んでいるか、あるいは血管の外面であると見られる画像の中の領域は、1の二進値の高密度のピクセル(あるいは0の値の低密度のピクセル)によって特徴付けられるということである。この密度という用語は誤って分類されるピクセルが常に存在するので必要である。第2の仮定は、形態学的観点から、1の値の高密度のピクセルの接続された領域(管腔)はカテーテルの周囲にある筈であり、そして値が1の低密度のピクセルの接続された領域(血管)によって囲まれている筈であり、血管はさらに値が1である高密度のピクセルの接続された領域(血

管の外面)によってふたたび取り囲まれているということである。この仮定の理由は血管から期待される代表的な形態学配置である。

【0169】これらの2つの仮定は二値画像から管腔に関係付けられた実際の領域を抽出する、これ以降での処理アルゴリズムのベースを形成する。このアルゴリズムは既知の画像処理技法、たとえば、局所化された領域における密度の特徴をしきい値で分ける方法(血液/外面を血管から区別するために)、および膨張またはリンクなどの形態学的演算子を利用して、血管の壁のリミットの範囲内で見つかった実際の管腔を表す筈である連結された領域を相互に接続して形成することができる。

【0170】図14は管腔の自動抽出のためのアルゴリズムの結果の画像を示している。その画像は元のIVUS画像(たとえば、画像Bとして上で述べられたような)であり、管腔の境界は明るい線として重畳されている(アルゴリズムによって)。管腔の境界の抽出のためのアルゴリズムは、3つの連続した画像を使って上記のテクスチャ的品質における変化の監視に基づいたものであった。

【0171】時間的なフィルタリングおよび自動セグメンテーションについての上記の例は、現在の画像(たとえば、画像Bとして記述されているような)の他に2つの追加の画像(たとえば、画像AおよびCとして上で説明されたような)を使うことを含む。しかし、これらの方法は両方とも、それより少ない数の(すなわち、1つだけの追加の画像)またはそれより多くの追加の画像を利用するように変更することが可能である。

【0172】上記の2つの方法の性能は、心臓血管の周期性の監視と組み合わせた場合に大幅に改善される。これは特に、心臓血管の周期性の監視が、画像間の高い近似性の値を作り出す連続した画像に対して適用される。それらの画像は普通は画像間の運動がない。したがって、画像間の近似性が最大である連続した画像が時間的なフィルタリングまたは自動セグメンテーションのいずれかに対する入力として供給される時に、最も信頼度の高い結果が期待できる。

【0173】カテーテル法を使って血管の治療を行っている間、同じ血管セグメントの中でIVUSのプルバック検査が繰り返されるのはよくある慣習である。たとえば、代表的な状況では、まず最初に問題のセグメントをレビューし、疾患(もしあれば)を評価し、IVUSカテーテルを取り除き、治療のオプションを考慮し、治療を実行し、そして次にその直後に(同じセッションの間に)治療の結果を評価するためにIVUS画像をふたたび使って治療されたセグメントを調べる。

【0174】そのような治療の結果を正しく評価するために、血管の長さに沿っての同じ場所にある治療前および治療後のセグメントの対応しているセグメント、すなわち、対応しているセグメントが比較されなければなら

ない。次の方法はマッチング、すなわち、対応しているセグメントの自動識別(レジストレーション)を提供する。

【0175】対応しているセグメントのマッチングを行うために、第1のグループの連続した画像、すなわち、第1のプルバック・フィルム of 基準セグメントに属している画像と、第2のプルバック・フィルムの第2のグループの連続した画像に属している画像との間に近似性/類似性の演算が適用される。第1のフィルムの中の基準セグメントの、第2のフィルムの中の対応しているセグメントに対するマッチングは、或る規準関数が最大化される時に得られる。

【0176】1つまたは2つのフィルムのいずれかから基準セグメントが選定される。その基準セグメントは、たとえば、数秒間のIVUS画像のフィルムを表している連続した画像のグループであってよい。基準セグメントは2つのフィルムの中に存在していて、どの手順の結果としても変化を受けなかった血管の中にある場所から選択することが重要である。すなわち、基準セグメントは治療されるセグメントに対して近位側または遠位側にあることが重要である。

【0177】一例として、図15の中の表は対応しているセグメントのマッチングのための方法を明確にするのに役立つ。

【0178】左のカラムは第1のフィルムの時間シーケンスを示している。この例では、そのフィルムは20個の連続した画像から構成されている。中央のカラムは第2のフィルムから選択されている基準セグメントを示しており、10個の連続した画像から構成されている。右側のカラムは第1のフィルム(#5~#14)からの10個の連続した画像をリストしており、それらは第2のフィルム(#1~#10)からの基準セグメントの画像に実際に対応している(すなわち、マッチしている)。マッチングのプロセスの目的は実際にこの対応関係を表すことである。

【0179】基準セグメントが選定されると、それは他のフィルムに沿って一度に1つ(あるいはそれ以上)の画像だけシフトされ、そして一組の安定化および近似性の演算が各セグメント内の対応して画像間で実行される。シフトの方向は2つのフィルムの時間シーケンスの中の基準セグメントの相対的な場所によって変わる。しかし、一般には、これが分かっていたいなかった場合、そのシフトは両方の方向に行うことができる。

【0180】たとえば、

r: 基準セグメント、

f: 第1のフィルム、

である場合、第1の組の演算が次のペア、すなわち、 $r\#1 - f\#1$, $r\#2 - f\#2$, $r\#3 - f\#3$, ..., $r\#10 - f\#10$ を含んでいる画像間で実行される。

【0181】第2の組の演算は次のペア、すなわち、 $r\#1 - f\#2$, $r\#2 - f\#3$, $r\#3 - f\#4$, . . . , $r\#10 - f\#11$ を含んでいる画像間で行われる。

【0182】第3の演算は次のペア、すなわち、 $r\#1 - f\#3$, $r\#2 - f\#4$, $r\#3 - f\#5$, . . . , $f\#10 - f\#12$ を含んでいる画像間で行われ、以下同様に行われる。この例の中で観察されるように、シフトは一度に単独の画像だけ、そして1つの方向にだけ実行される。

【0183】たとえば、各ペアの中の画像の間での次の演算を行うことができる。先ず最初に、基準セグメントからの1つの画像が、第1のフィルムの中のそれに対応する画像に関しての回転およびデカルト座標系での運動に対して安定化される。次に近似性の演算が各ペアの中の画像間で実行される。この演算は、たとえば、正規化された相互相関（周期性の検出に関連して前に説明されている）であってよい。そのような各演算はたとえば、正規化された相互相関が使われる時は相互相関係数などの近似性の値を作り出す。一組のそのような演算がいくつかの数の相互相関値を作り出す。図15の表の中に示されている例においては、基準セグメントがシフトされるたびに、10個の新しい相互相関係数が作り出される。

【0184】一組の演算によって作り出される近似性の値は、次にいくつかのタイプの近似性関数、たとえば、平均化関数にマップすることができる。上記の例を使って、相互相関係数が合計され、その後、ペアの数、すなわち、10によって除算される。したがって、各組の演算は単独の値、すなわち、平均の近似性の値を結果として作り出し、それは基準セグメントとその第1のフィルムの中の時間的な対応するものとの間の近似性の度合いを表す筈である。したがって、第1の組の演算の結果は単独の値となり、第2の組の演算の結果は別の値となり、以下同様に値が得られる。

【0185】非常によく似ている、すなわち、対応しているセグメント、あるいはマッチしているセグメントの間で行われた演算の結果として最高の平均近似性が発生することが期待できる。

【0186】上記の例においてはこれらのセグメントは次のペア、すなわち、 $r\#1 - f\#5$, $r\#2 - f\#6$, $r\#3 - f\#7$, . . . , $r\#10 - f\#14$ を含んでいる画像間で行われる第5の組の演算の間にこれらのセグメントがマッチされる筈である。

【0187】したがって、最大の平均近似性は対応しているセグメントを示す。というのは、画像の各ペアは実際に対応している画像であり、すなわち、それら同じ形態を示すからである。しかし、この規準はこのアルゴリズムには従わない。たとえば、それは最大であることが分かるその値の1つだけを使う代わりに、多くのシフト

されたセグメントの位置から得られた近似関数の形式を考慮に入れる場合がある。

【0188】対応しているセグメントが識別されると、第1および第2のフィルム全体が互いに同期化される。これはマッチングのプロセスによって表され、他との関連において1つのフィルムの中に実施された適切なフレーム・シフトの結果となる。したがって、2つのフィルムを並べてみると、治療前のセグメントが治療後のセクションと同時平行的に現われる。

【0189】対応しているセグメントを同期化する他に、上記の演算は対応しているセグメントを互いの関連において安定化する。これは形態における変化を理解する能力を改善する。したがって、カテーテルが血管の中に再挿入され、向きが変わった可能性がある時でも、治療前および治療後の画像は互いに関して安定化される。

【0190】基準セグメントとして使われる画像の数は変化する可能性がある。マッチング・プロセスにおいて使われる画像の数が多ければ、それは局所的な誤差に対してより頑健であり、強くなる。しかし、ペアの数が増えるにつれて各マッチング・プロセスに対する必要な計算時間が増えるという代償を伴う。

【0191】プルバック・フィルムを取得する際に、プルバックの速度が安定で知られていることが重要である。2つの画像取得においてプルバックの速度が同一であることが好ましい。

【0192】本発明の多くの異なる変形版が可能である。上記の各種の特徴を個別に、そして他と独立に組み込むことができる。また、これらの特徴を各種のグルーピングで組み合わせることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】それぞれ極座標およびデカルト座標におけるデジタル化されたベクトルで配置された画像の二次元配列または行列を示す。

【図2】デカルト座標での2つの連続した画像間のシフト評価の結果を示す。

【図3】極座標またはデカルト座標におけるドリフト現象が発生している画像を示す。

【図4】1つの画像について安定化の演算（回転およびデカルト座標でのシフト）を実行した結果を示す。

【図5】画像の極座標表現において、およびデカルト座標表現において身体の管腔のグローバルな収縮または膨張を示す。

【図6】本発明による処理のための4つのセクションに分割された画像を示す。

【図7】デカルト座標および極座標の両方での血管を示しており、局所的な血管運動が検出されている。

【図8】実際の環状の血管における局所的な血管運動の監視の結果をグラフィック形式で示す。

【図9】ECGと相互相関係数を同期化された方法でグラフィックにプロットしている。

【図10】連続した画像（トップ行に示されている番号1～10）に属している相互相関係数の値のグループ（中間の行）の表を示す。

【図11】IVUS画像における人為構造を示している相互相関係数のプロットを示す。

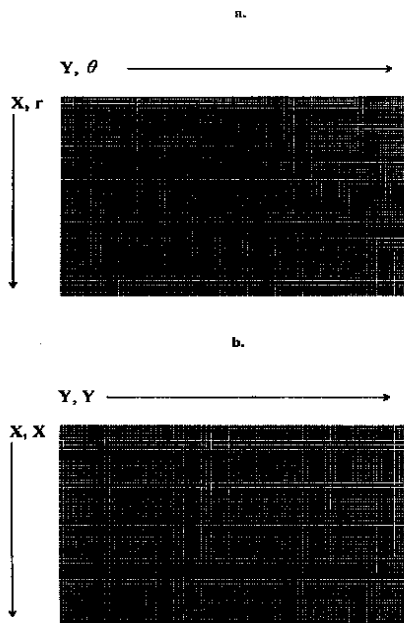
【図12】3つの基本部分、すなわち、液体が流れる管腔；実際の血管；および周囲の組織に分割されているIVUS画像を示す。

【図13】時間的なフィルタリングの結果を示す。

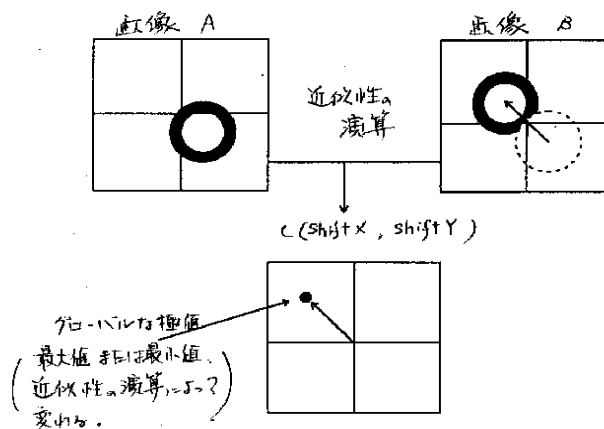
【図14】管腔の自動抽出のためのアルゴリズムの結果の画像を示す。

【図15】第1のフィルムの時間シーケンス（左のカラム）、第2のフィルムからの基準セグメント（中央のカラム）および第1のフィルムからの基準セグメント（右のカラム）の画像に対応（または、マッチ）する第1のフィルムからの画像を示す。

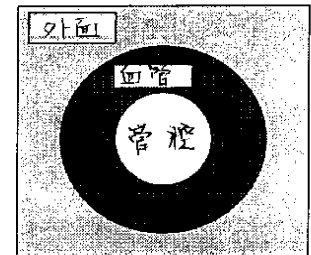
【図1】



【図2】



【図12】



【図3】

元の画像

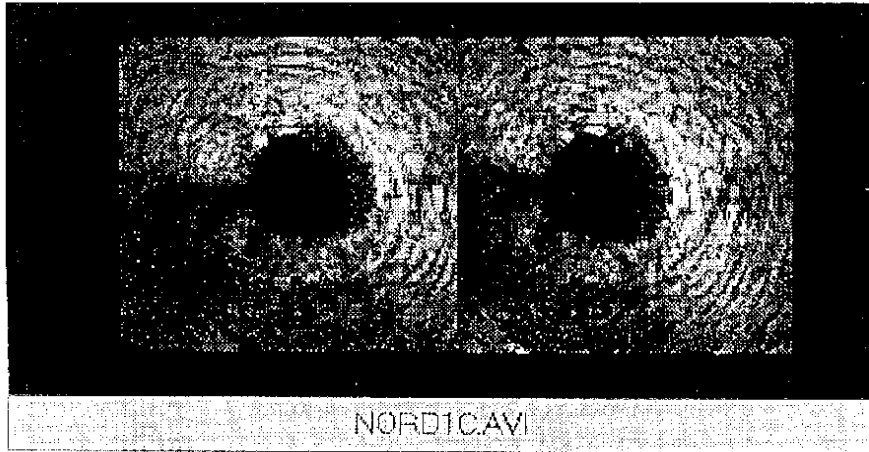
ドリフトを伴う画像



【図4】

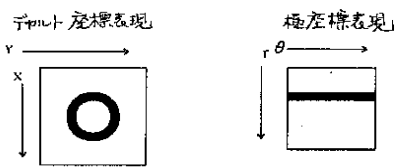
安定化された心臓画像

安定化された心臓画像

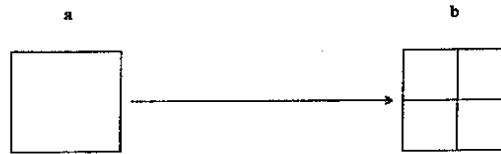


【図5】

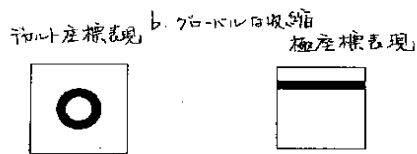
a. ベースライン血管



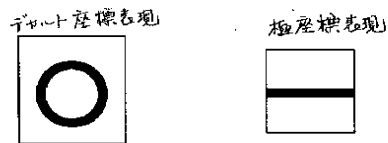
【図6】



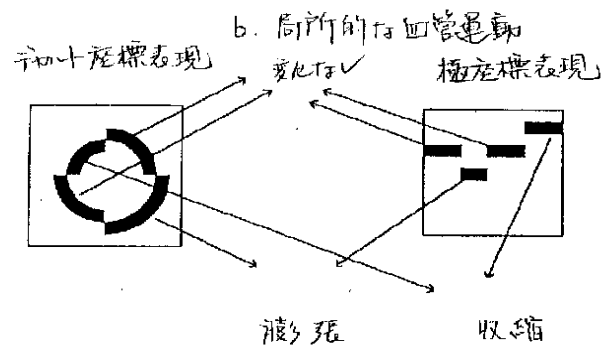
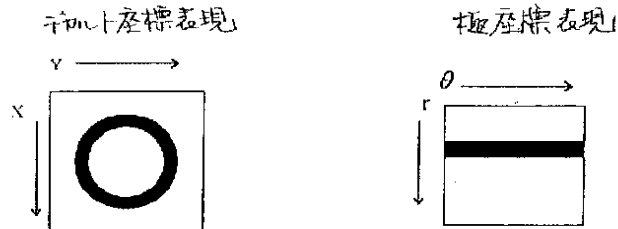
【図7】



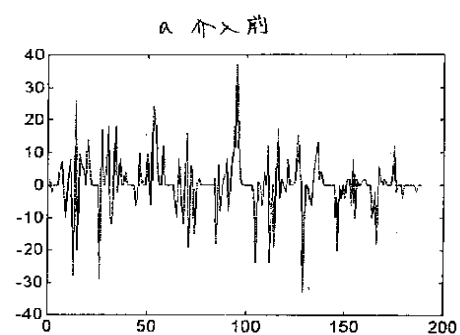
c. グローバル膨張



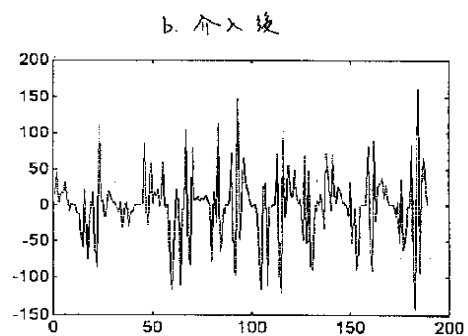
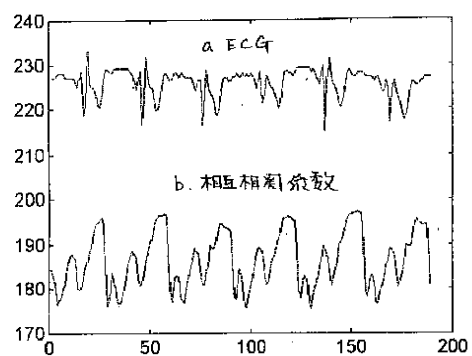
a. ベースライン



【図8】



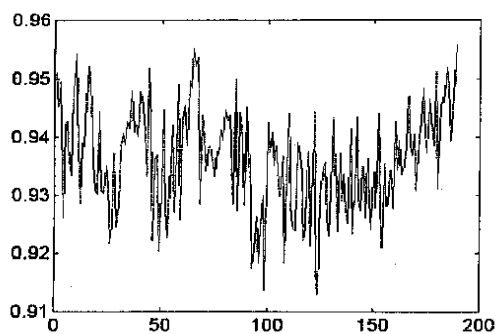
【図9】



【図10】

画像番号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
近似性α値	0.8	0.83	0.89	0.85	0.82	0.87	0.9	0.88	0.86	0.84
内部相互相関	1	0.9988	0.9978	0.9993	0.9999	0.9991	0.9982	-	-	-

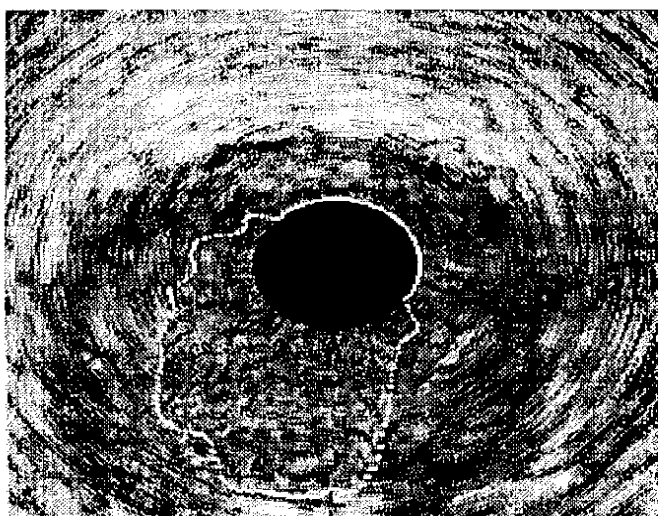
【図11】



【図13】



【図14】



【図15】

第1のフィルム	基準セグメント	第1のフィルムからの対応する画像
#1	#1	#5
#2	#2	#6
#3	#3	#7
#4	#4	#8
#5	#5	#9
#6	#6	#10
#7	#7	#11
#8	#8	#12
#9	#9	#13
#10	#10	#14
#11		
#12		
#13		
#14		
#15		
#16		
#17		
#18		
#19		
#20		
#...		